Aus der Chirurgischen Abteilung (Leiter: Prof. Dr. med. H. M a t h i s) der Poliklinik und Klinik für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten der Freien Universität Berlin (Direktor: Prof. Dr. med. Dr. med. dent. E. H a r n d t).

E I N Ü B E R B L I C K Ü B E R D I E P R O T H E S E N - M A T E R I A L I E N N A C H 1935.

INAUGURAL - DISSERTATION
zur
Erlangung der zahnmedizinischen Doktorwürde
der
Medizinischen Fakultät
der
FREIEN UNIVERSITÄT BERLIN

1963

vorgelegt von
Walter Kinsky aus
Köthen/Anhalt

Aus der Chirurgischen Abteilung (Leiter: Prof. Dr. med. H. M a t h i s) der Poliklinik und Klinik für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten der Freien Universität Berlin (Direktor: Prof. Dr. med. Dr. med. dent. E. H a r n d t).

E I N Ü B E R B L I C K Ü B E R D I E P R O T H E S E N - M A T E R I A L I E N N A C H 1935.

INAUGURAL - DISSERTATION
zur
Erlangung der zahnmedizinischen Doktorwürde
der
Medizinischen Fakultät
der
FREIEN UNIVERSITÄT BERLIN

vorgelegt von
Walter Kinsky aus
Köthen/Anhalt

Dekan: Prof. Dr. med. B. S c h m i d t

Referent: Prof. Dr. med. H. M a t h i s

Korreferent: Priv.Doz. Dr. med. dent. K. E i c h n e r

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der

Freien Universität Berlin

Promotionsdatum: 19. 7. 1963

EIN ÜBERBLICK ÜBER DIE PROTHESEN-MATERIALIEN NACH 1935.

I. Einleitung

II. Hauptteil

A. Allgemeiner Teil

1. Kurzer Überblick über die Entwicklung in den letzten 25 Jahren.
2. Einteilung der Werkstoffe.

B. Spezieller Teil

1. Die Kunststoffe
   a. Basiswerkstoffe: Nachteile des Kautschuks,- Vor- und Nachteile der Kunststoffe - Chemische Zusammensetzung - Verarbeitung.
   b. Kronen- und Brückenwerkstoffe: Vor- und Nachteile des Porzellans im Vergleich zu denen der Kunststoffe - Chemische Zusammensetzung - Verarbeitung - Anwendung.
   c. Selbsthärtende Kunststoffe: Chemie dieser Materialien - Mechanismus der Schnellhärtung - Anwendung - Vor- und Nachteile.
   d. Weichbleibende Kunststoffe: Indikation und Aufgabe dieser Materialien - Chemische Betrachtungen zur Weichmachung - Eigenschaften.

2. Die Metalle
   Forderungen an die im Munde verwendeten Metalle.
   Geschichtlicher Überblick.
   Einteilung der Legierungen:
   a. Goldlegierungen: Vorteile dieser Materialien - Metallurgische Betrachtungen - Verarbeitung und Anwendung.
   b. Silber-Palladium - Legierungen: Zusammensetzung - Verarbeitung und Anwendung.
   c. Der rostfreie Stahl: Vorteile - Verarbeitung - Anwendung.

d. Kobalt - Chrom - Legierungen: Zusammensetzung - Eigenschaften - Verarbeitung.
e. Aluminium - Legierungen: Eigenschaften, Verarbeitung und Anwendung.
f. Silber - Zinn - Legierungen:
   1. mit hohem Silbergehalt
   2. mit geringem Silbergehalt
g. Kupfer— Zink - Legierungen
h. Titan.

3. Die zahnärztlichen P o r z e l l a n e
   a. Zusammensetzung, Vorzüge und Eigenschaften dieses Materials.
   b. Anwendung des Porzellans als fabrikmäßig hergestellte Zähne und als Brennmassen für Inlays und Kronen usw.
   c. Entwicklungen in den letzten 25 Jahren:
      1. Entwicklung eines Gußporzellans,
      2. Porzellan zur Herstellung von Prothesen,
      3. Einführung der Vakuumbrenntechnik und
      4. Die "Permadent" - methode.
   d. Die Erzeugnisse der drei großen deutschen Firmen HUTSCHENREUTHER, VITA und WIENAND.

III. Diskussion:
   Vor- und Nachteile der einzelnen Materialien - Ausblick.

IV. Zusammenfassung

V. Literaturnachweise

I. Einleitung

Das menschliche Kausystem ist eine Einheit, in der ein regelmäßiger und vollständiger Zahnbogen eine wichtige Voraussetzung zur richtigen und zweckmäßigen Funktion ist. Unsere Zivilisation bringt es aber mit sich, daß im Laufe des Lebens dieser Zahnbogen durch die Karies und durch Zahnbetterkrankungen in seiner Ganzheit gefährdet ist und daß mehr oder weniger Zähne durch diese Faktoren verlorengehen.
Die Prothetik oder Zahnersatzkunde hat nun die Aufgabe, diese fehlenden Zähne zu ersetzen, um die Einheit und Vollständigkeit des Kausystems zu erhalten bezw. wiederherzustellen. Um dieser Aufgabe gerecht werden zu können, müssen ihr von der Industrie Werkstoffe in die Hand gegeben werden, mit deren Hilfe diese Probleme gelöst werden können. Dabei kommt es bei diesen Materialien nicht nur darauf an, daß sie gute technische Eigenschaften haben, sondern sie müssen auch den in der Mundhöhle vorliegenden besonderen Gegebenheiten Rechnung tragen, sie müssen sich also nicht nur in vitro, sondern auch in vivo bewähren.
Solange es nun Zahnlücken gibt, solange bestehen schon die Bestrebungen, diese Zahnlücken auch wieder zu schließen. Dabei spielten zunächst nur kosmetische Gesichtspunkte eine Rolle, die ersten Zahnersatzarbeiten waren kaum für eine Belastung geeignet. Diese Arbeiten sind je nach dem Stande der damaligen Technik, der damaligen Werkstoffe und des damaligen Zeitgeistes mehr oder minder kunstvoll gearbeitet. Erst später, als die Technik und die industrielle Versorgung mit guten Materialien weiter fortgeschritten waren, konnte eine Zahnersatzkunde in größerem Stile durchgeführt werden, die auch funktionellen Ansprüchen genügte. Aber erst unser Jahrhundert stellte mit seiner technischen Entwicklung und seinen wissenschaftlichen Fortschritten die Werkstoffkunde auf eine wissenschaftlich begründete Basis. Die Menge der verarbeiteten und auch die Anzahl der neuentwickelten Prothesenmaterialien nahmen jetzt stetig zu, um die Nachfrage der Bevölkerung nach brauchbarem Zahnersatz zu befriedigen und um die Materialien der fortschreitenden schnellen Entwicklung anzupassen. Diese Werkstoffe mußten gewisse Bedingungen erfüllen, um sich als brauchbar zu erweisen und um sich durchsetzen zu können. Nur wenige Materialien, hauptsächlich auf dem Kunststoffgebiet, haben eine längere Lebensdauer gehabt, eben weil sie den Anforderungen am besten gerecht wurden.

In der vorliegenden Arbeit soll nun die Entwicklung auf dem deutschen Werkstoffmarkt innerhalb der letzten 25 Jahre betrachtet werden. Dabei sollen mehr die allgemeinen Eigenschaften und die geschichtliche Entwicklung und die Fortschritte aufgezeigt werden. Hierbei werden nicht nur die Kunststoffe, sondern auch die Metalle, die vor allem während der Notzeiten während des Krieges und nach ihm entwickelt wurden, und auch das Porzellan besprochen, die Stoffe also, die doch die größte Zahl der in der Zahnersatzkunde angewendeten Materialien ausmachen.

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41548012_0015

II. Hauptteil

A. Allgemeiner Teil.

In den vergangenen letzten 25 Jahren hat sich auf dem Werkstoffmarkt für die Zahnheilkunde ein großer Wandel vollzogen. Hieran waren zum großen Teil die Entwicklungen und Entdeckungen der Industrie verdienstvoll beteiligt, die um diese Zeit (1930) die hochpolymeren Kunststoffe und Kunstharze auf den Markt brachte. Diese Stoffe zeigten so gute chemische und physikalische Eigenschaften und hatten so viele Vorteile, daß sich eine Verwendung in der Zahnheilkunde direkt aufdrängte, da der bisher als Basismaterial für Zahnersatz verwendete Kautschuk doch viele Nachteile zeigte, die die Versuche zur Entwicklung neuer Materialien gerechtfertigt erscheinen ließen. Zu einem gewissen Teil trugen auch die Autarkiebestrebungen des Dritten Reiches dazu bei, da die deutsche Wirtschaft vom Ausland unabhängig gemacht werden sollte. So sollten auch die Zahnärzte ihren Goldverbrauch und ihre Naturkautschukverarbeitung einschränken und die von der deutschen Industrie entwickelten Materialien verarbeiten.
Im großen und ganzen gesehen lassen sich für den d e u t s c h e n Werkstoffmarkt für die Zahnheilkunde in diesem Zeitraum v i e r große Abschnitte erkennen. Diese Zeit- und Entwicklungsabschnitte waren durch die entsprechenden Zeitumstände geprägt. So war der e r s t e Abschnitt zwischen 1935 und 1940 durch die Autarkiebestrebungen und dem daraus abgeleiteten Vierjahresplan des Dritten Reiches bestimmt. Hier ging es um Einsparung von Devisen und Einschränkung der Einfuhr, Verwendung von deutschen Werkstoffen und Entwicklung neuer Arbeitsmethoden, um von den nicht zu ersetzenden ausländischen Materialien einen möglichst geringen Verbrauch zu erzielen.
Der z w e i t e Abschnitt zwischen 1940 und 1945 war durch die Kriegsjahre geprägt. Hier konnte die Industrie ihrer Entwicklungsarbeit und später auch ihrer Produktion nicht mehr nachkommen, die Einfuhr ausländischer Materialien war sehr eingeschränkt, in den letzten Jahren gar nicht mehr möglich. So mußte noch mehr gespart und noch schlechteres Material verarbeitet werden, da ja jede Einfuhr auch der billigsten Rohstoffe wegfiel und wirklich nur deutsche Werkstoffe als Ausgangsprodukte dienten.
In den Nachkriegsjahren von 1945 bis 1950 lag die gesamte deutsche Industrie darnieder und war dann im Aufbau begriffen. In diesen Jahren wurde wieder auf alte bewährte und auch nicht bewährte Materialien zurückgegriffen, auch ausländische eingeführte Werkstoffe wurden verarbeitet, manchmal auch neu entwickelte Produkte propagiert, um den bestehenden Bedarf zu decken. Zu dieser Zeit war aber das Bedürfnis der Bevölkerung nach Zahnersatz kein sehr vordringliches, so daß sich der Mangel an guten und brauchbaren Materialien nicht zu stark bemerkbar machte, waren doch die

Bestrebungen der Menschen auf andere Dinge gerichtet. Diese Zeit wurde aber auch von gewissen Elementen ausgenutzt, die ihre "Produkte" für teures Geld verkauften und so aus der Notlage gewissenlos Kapital schlugen. Die dann folgenden Jahre a b 1950 sind durch den Wiederaufbau der deutschen Industrie und durch den wirtschaftlichen Aufstieg gekennzeichnet. Jetzt war die Dentalindustrie wieder in der Lage, ausländische Materialien in unbeschränkter Menge und Zahl einzuführen und in großem Maße eine Forschungsarbeit und Entwicklungsarbeit zu leisten. Viele neue Werkstoffe kamen auf den Markt, alte Materialien wurden weiterentwickelt und verbessert. Als wohl wichtigste Ereignisse dieser Zeit können die Aufhebung des Bewirtschaftungszwanges von Gold und das Ablaufen des "Paladon" - Patentes am 7. September 1954 gewertet werden, das der Firma KULZER & CO. das alleinige Recht der Verwendung von bereits polymerisiertem Kunststoff in Form eines Splitter- oder Perlpolymerisats in Verbindung mit monomerer Flüssigkeit zur Herstellung von Zahnersatz in Handel zu bringen zusprach. Jetzt ist Gold auf dem Markte frei zu kaufen, und es wird als Kronen- und Brückenmaterial in Form seiner hochkarätigen Legierungen fast ausschließlich verarbeitet. Die Entwicklung neuer Kunststoffe wurde durch das Ablaufen des "KULZER - Patentes" auch erheblich gefördert.

Um bei der Unzahl der in den letzten Jahren entwickelten Materialien für die Zahnheilkunde nicht den Überblick zu verlieren, ist eine Einteilung erforderlich. So teile ich die Werkstoffe zunächst in die drei großen Stoffgruppen K u n s t s t o f f e , M e t a l l e und P o r z e l l a n e ein, mit denen alle in der täglichen Praxis vorkommenden Fälle gelöst werden können. Dabei hat jedes Material sein eigenes Anwendungsgebiet, wobei die Kunststoffe noch die umfangreichste Anwendung finden. Die beiden ersten Gruppen lassen sich aufgrund ihrer Eigenschaften bezw. ihrer Natur noch weiter unterteilen. Über diese Einteilung wird aber in den entsprechenden Abschnitten berichtet. Im folgenden soll nun über die chemische Zusammensetzung, über Eigenschaften, Vorteile und Verarbeitung und über die Anwendungsmöglichkeiten dieser Materialien berichtet werden.

B. Spezieller Teil:

a. Die K U N S T S T O F F E .

In diesem Abschnitt möchte ich die Materialien besprechen, die als Kunstharze und Kunststoffe bezeichnet werden und nicht nur zur Herstellung von Prothesen, sondern auch als Kronen- und Brückenmaterialien angewendet werden. Weiterhin finden sie als schnellhärtende Werkstoffe Anwendung als Reparaturmaterial und zu Füllungen. Eine andere Gruppe von Werkstoffen hat aufgrund seiner weichbleibenden Konsistenz als Unterfütterungsmaterial Eingang in die Zahnheilkunde gefunden.

1. Die Basiswerkstoffe.

Bis zur Mitte der Dreißiger Jahre hatte der Kautschuk die führende Stellung als Basismaterial für Prothesen inne. Jahrzehntelang wurde er fast ausschließlich zur Anfertigung von Zahnersatz verarbeitet. Er war leicht zu verarbeiten, war recht hart und bruchfest, war chemisch indifferent und war billig, so daß er auch in der Sozialpraxis angewendet werden konnte. Aber ihm hafteten auch große Mängel an, so daß schon frühzeitig Versuche unternommen wurden, ihn als Prothesenwerkstoff zu ersetzen. Der störendste Nachteil war das schlechte kosmetische Aussehen solcher Kautschukersatzstücke, das den Prothesenträger sofort als solchen erscheinen ließ. Dann war es manchmal recht schwierig, mit Kautschuk Saugplatten anzufertigen. Daran waren zum großen Teil das hohe spezifische Gewicht und die Porosität des Materials schuld. Diese Porosität war es auch, die auf der Gaumenseite, die ja nicht poliert werden kann, die Belagsbildung gegünstigte und so indirekt Schleimhautschädigungen und -entzündungen mit hervorriefen; auch die schlechte Wärmeleitfähigkeit wurde vom Prothesenträger störend empfunden. Die schlechte Saugfähigkeit verlangte oftmals die Verwendung eines Gummisaugers, der auch zu Schleimhautschädigungen und manchmal sogar zu Mund - Nasenhöhlenfisteln führte. Vor allem im Unterkiefer verlangte die Eingliederung einer Kautschukprothese beim Zahnlosen mit schlechten Kieferkammverhältnissen trotz ihres hohen spezifischen Gewichtes oft besondere Maßnahmen wie Anfertigung einer Zinnbasis, Einarbeitung von Magneten, Anbringung von Pelotten oder von Federverbindungen mit dem oberen Ersatzstück, um überhaupt einen ausreichenden Sitz der Prothese zu erzielen. Der Halt von Klammern und Zähnen im Kautschuk war in den meisten Fällen nicht sehr gut; es kam oft zu Spaltbildungen zwischen Zahn bezw. Klammer und dem Basismaterial, die dann als Retentionsstellen für Speisereste u.a.m. zur Geschmacksbeeinträchtigung und zu Geruchsbildung führten. Als weitere nachteilige Punkte sind die relativ große Wasseraufnahme und damit das Quellvermögen und die schlechte Reparaturfähigkeit des Kautschuks zu erwähnen.
Als Vorteil ist die fast völlige Resistenz gegenüber chemischen Einwirkungen zu nennen (siehe Tabelle Seite 13).
Die Härte und die Festigkeit des Materials sind ausreichend, hierbei sind die verschiedenen Kautschuksorten unterschiedlich in ihrem Verhalten.
Ein wichtiger Punkt für die Kautschukgegner war auch die Färbung des Zahnfleischkautschuks mit Hilfe von quecksilberhaltigen Farben. Durch Herauslösen dieser Farbanteile konnten Vergiftungserscheinungen auftreten.
Alle diese angeführten Punkte führten dazu, daß solange wie Kautschuk verarbeitet wurde, Versuche angestellt wurden, um Werkstoffe zu finden, die den Kautschuk von seiner führenden Stellung verdrängen konnten. Natürlich wurden auch Versuche gemacht, dieses Material zu verbessern.

Hier sind vor allem die Bestrebungen zu erwähnen, die angestellt wurden, um einen deutschen Kunstkautschuk zu entwickeln, der die deutsche Wirtschaft von der Einfuhr ausländischer Materialien unabhängig machen sollte. Mit dem "Buna" war dies ja auch gelungen; dieses Produkt war aber zunächst nicht für zahnärztliche Belange zu gebrauchen. Etwas später gelang es aber doch, einen Kunstkautschuk zu entwickeln, der für die zahnärztliche Verwendung geeignet war und der sogar bessere mechanische und biologische Eigenschaften besitzen sollte wie das Naturprodukt. Dieser

U N I T A S - N O V O - Kautschuk

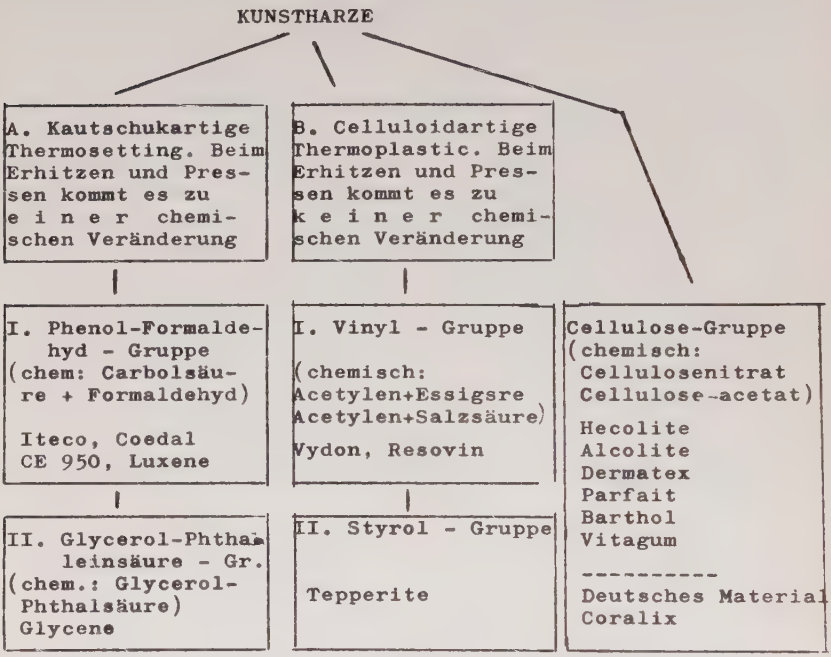
hatte eine bessere Farbe, war leicht, elastisch, bruchfest, mundbeständig, preiswert und leicht zu verarbeiten. Im Gegensatz zum bisherigen Zahnfleischkautschuk, der durch Zinnoberzusätze gefärbt war und dadurch schwer und unelastisch war, zu Quecksilberschädigungen führen konnte und durch die Beimengungen von Füllmaterialien eine Neigung zum Schwammigwerden besaß, war der UNITAS - NOVO - Kautschuk zinnoberfrei. Dadurch war er sogar leichter als der sogenannte Basiskautschuk, die Elastizität und die Bruchfestigkeit hatten die gleichen Werte wie bei diesem, übertrafen die Werte des Zahnfleischkautschuks aber um ein beträchtliches. Auch die Volumenbeständigkeit zeigte ein ähnliches Verhalten. Dieser UNITAS - NOVO - Kautschuk lag in acht

	UNITAS-NOVO-K.	Basis-K.	Zahnfleisch-K.
Spez.Gew.	1,65 - 1,72	1,72	2,57

zahnfleischähnlichen Farben vor. Die Verarbeitung war genau so einfach wie beim bisher verwendeten Kautschuk, auch Reparaturen waren mit ihm gut möglich. Der UNITAS - NOVO - Kautschuk ergab porenfreie und mundbeständige Ersatzstücke.
An weiteren Verbesserungen des Kautschuks sind aus dieser Zeit um die Vierziger Jahre noch der "kurzgeheizte" Kautschuk "ELMA", der bei 50° C gestopft werden mußte, da bei höheren Temperaturen schon eine Vorvulkanisation eintrat, und der nur 30 Minuten vulkanisiert zu werden brauchte, und der "modellierbare" Kautschuk "P L A T E X" zu nennen. Dieses letztere Material eignete sich besonders gut zu Reparaturen und Unterfütterungen. Bei diesen wurde die Kautschukprothese angerauht, mit "PLATEX" belegt und dann mußte der Patient dieses Ersatzstück einkauen. Nach zehn Minuten war dieser Funktionsabdruck fertig zum Einbetten. Durch Vulkanisierung wie normaler Kautschuk wurde dieses "PLATEX" in Hartkautschuk übergeführt.
Auf den weichbleibenden Kautschuk "UNITAS - NOVO 51/94" möchte ich in dem Kapitel über die weichbleibenden Werkstoffe etwas näher eingehen.

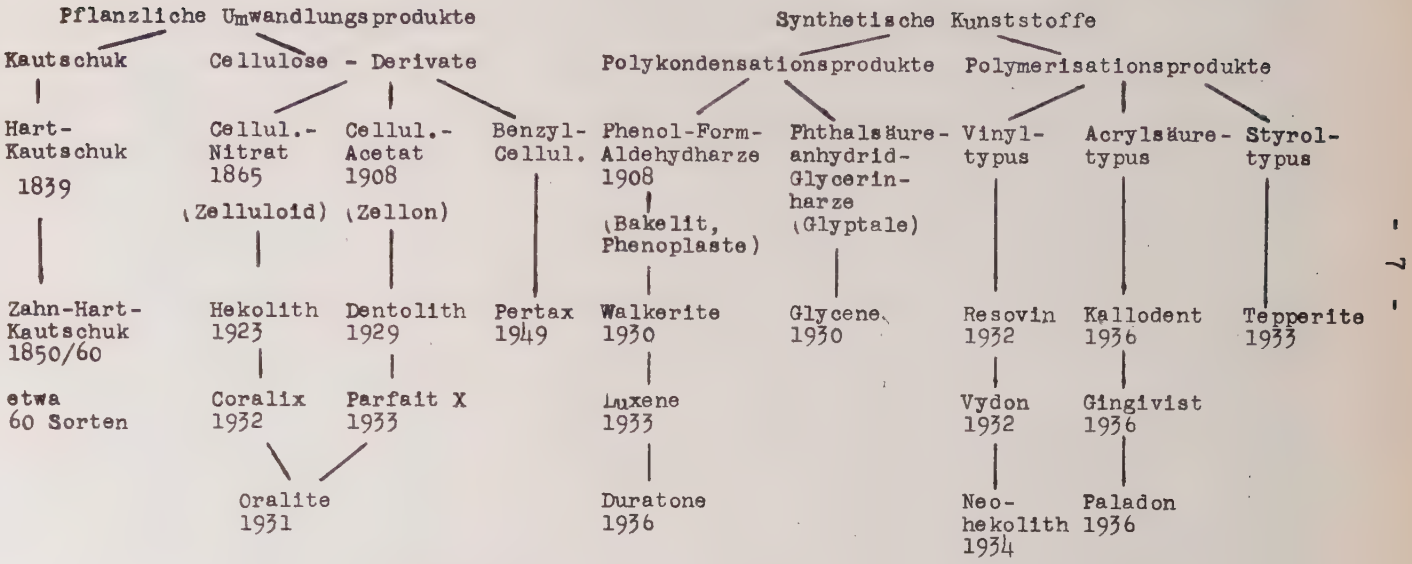
Aber auch diese Verbesserungen des Kautschuks konnten den um diese Zeit schon begonnenen Siegeszug der Kunststoffe nicht aufhalten, besitzen diese doch so viele Vorteile, daß ihre Einführung in die Zahnheilkunde für die Prothetik, für die Zahnerhaltung und für die Kieferorthopädie, aber auch für die Chirurgie ein großer Fortschritt war.
Die synthetischen Produkte, die hier besprochen werden sollen, lassen sich chemisch in zwei Gruppen, in die Kunstharze und in die Kunststoffe unterteilen. Die zuerst entwickelten Materialien, die als Kautschukersatz gedacht waren, waren die Kunst h a r z e . Dieses sind sogenannte Kondensationsprodukte. Bei der Polykondensation reagieren die Ausgangsstoffe unter Entstehung einzelner Zwischenprodukte zum Endprodukt unter Bildung von Wasser, Alkohol usw.. Die andere Gruppe von hochmolekularen Substanzen, die in dieses Gebiet gehören, sind die Kunst s t o f f e . Darunter versteht man im Gegensatz zu den Kunstharzen Polymerisationsprodukte. Bei der Polymerisation entstehen aus einfachen Stoffen, den Monomeren, ohne Bildung eines Zwischenproduktes und ohne Abscheidung von Wasser kettenförmige Makromoleküle, die Polymere. Man kann jedoch nicht streng zwischen Kondensation und Polymerisation unterscheiden. So stellt die Polyaddition eine Moleverknüpfung von Molekülen verschiedenen Aufbaus unter Wanderung von Atomen dar, ohne Austritt eines neugebildeten Stoffes.
Die ersten Kunst h a r z e oder Resine, die in die Zahnheilkunde Eingang fanden, waren Zelluloseabkömmlinge wie Zelluloid, Cellon und Cellit. Auf dieser Basis war auch das in Deutschland entwickelte HEKOLITH aufgebaut. Die Wasseraufnahme und damit das Quellvermögen dieser Werkstoffe war aber so groß, daß die Versuche, aus diesen Materialien einen brauchbaren Zahnersatz anzufertigen, scheiterten. Fernerhin wurden Kondensationsprodukte von Kaseinabkömmlingen mit Formaldehyd als GALALITH zur Zahnersatzherstellung herangezogen. Dieses Material kursierte in Italien unter dem Namen LANITAL. Phenol - Harnstoff - derivate bildeten das bekannte BAKELIT, Harnstoff - Formaldehyd - Kondensation ergab das POLLOPAS, alles Materialien, die in der Industrie viel verwendet wurden und sich hier bewährten, sich für die Zahnheilkunde aber als nicht geeignet erwiesen. Ein Material dieser Gruppe, das in den USA entwickelte LUXENE, hat sich aber relativ gut bewährt und ist noch heute unter dem gleichen Namen, wenn auch in anderer Form, auf dem Markt. Das damalige Produkt war ein "vulkanisierbares Kunstharz" (SCHÖN (218)) und gehörte zur Phenol - Aldehyd - Gruppe. Die Polykondensationsprodukte sind thermoplastisch-irreversibel, sie erfahren bei der Kondensation eine chemische Umwandlung, so daß sie nach ihrer Entstehung keine Veränderungen mehr erleiden können.
Die folgenden Tabellen geben einen Überblick über die zur Zeit 1935 auf dem europäischen und auf dem amerikanischen Dentalmarkt kursierenden Werkstoffe.

Tabelle der in den USA gebräuchlichen Kunstharze:



(aus "SCHÖN: Die Prothesenkunstharze mit besonderer Berücksichtigung des "Luxene"." ZR 45 H.31 Sp.1351 1936)

Hochmolekulare organische Zahnprothesen - Basisstoffe
bis 1936 in Europa verwendet



(Aus DOLDER: "Nichtmetallische Werkstoffe" in "Die Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde" Band V 1955 Seite 745)

Auf dem Werkstoffmarkt fand die zweite Gruppe der Hochmolekularen, die Kunst s t o f f e , die sich als Polymerisationsprodukte ausweisen, viel größere Verbreitung. Dank der guten Eigenschaften dieser Stoffe wurde der Kautschuk fast vollkommen aus der Zahnheilkunde verdrängt. Nur nach dem Kriege, als die Kunststoffe noch nicht wieder auf dem Markt zu haben waren, erlebte der Kautschuk in Deutschland eine kurze Renaissance. Diese Kunststoffe sind chemisch gesehen hochmolekulare Polymerisate aus Vinylchloriden, Styrolen, Methacrylsäuremethylestern, ferner sind auch sogenannte Mischpolymerisate z. B. aus Vinylchlorid und Methacrylsäuremethylester zur Verwendung gelangt. Zur Verbesserung der Materialeigenschaften wurden Kunststoffe entwickelt, bei denen die einzelnen Molekülketten untereinander chemisch verknüpft sind, die sogenannten raumgittervernetzten Werkstoffe. Durch diese Vernetzung erhält der Kunststoff eine engmaschige, homogene Struktur, die ihn chemisch bedeutend resistenter macht. So ist die Wasseraufnahme geringer, es besteht keine Empfindlichkeit mehr gegen Alkohol, Monomer usw., die Craquelé - Sprünge entfallen wegen der Spannungsfreiheit. Durch die verminderte Wasseraufnahme sind die Ersatzstücke auch form- und farbbeständiger geworden. Die mechanischen Eigenschaften sind durch die Vernetzung günstiger als bei den nicht vernetzten Werkstoffen, das Material ist nicht hart und spröde, sondern fest und zäh. Die Temperaturbeständigkeit ist gesteigert, der Erweichungspunkt liegt bei 150 - 180° C. Chemisch gesehen sind diese Materialien kopolymere Acrylate. Unter Kopolymerisaten versteht man Gemische verschiedener Ausgangsprodukte, z.B. von Methacrylsäuremethylestern mit Methacrylsäureaethylestern. Dabei werden die monomeren Flüssigkeiten zusammen in die Polymerisationskammer gegeben. Mischt man dagegen die Pulver zweier verschiedener Acrylate, so erhält man ein Mischpolymerisat.
In den letzten Jahren sind nun wieder Polykondensationsprodukte auf dem Markt erschienen; die guten Eigenschaften, die diese neuen Stoffe bei ihrer industriellen Verwendung zeigten, ließen auch ihre Verwertung in der Zahnheilkunde ratsam erscheinen. So sind die Polyamide, die man als künstliche Eiweißkörper bezeichnen könnte, zu erwähnen. Hierzu gehört das Nylon, das zu den Hochmolekularen mit Mizellarstruktur gerechnet wird, d.h. hierbei ist die an sich amorphe Grundsubstanz mit mehr oder weniger kristallinen Bereichen durchsetzt, wobei eine langsame Abkühlung aus der Schmelze ein verstärkt kristallines Gefüge mit großer Härte, Steifheit und Abriebfestigkeit, ein schnelles Abschrecken dagegen an amorphen erhöht und flexibleres Material ergibt. Das spezifische Gewicht der Polyamide liegt im allgemeinen zwischen 1,1 und 1,2, sie sind völlig geruchlos, jedoch nicht alle geschmacklos. Sonnenlicht führt zur Vergilbung und Versprödung des Werkstoffes. Diese Stoffe lassen sich aufgrund ihrer Molekularstruktur durch Druck-

und Zugkräfte bei gewöhnlicher Temperatur vergüten, wobei die einzelnen, planlos nebeneinander liegenden Fadenmoleküle beim Recken eine weitgehende Parallelorientierung erfahren. Dieser sogenannte "Kaltstreck- oder Reckprozeß" führt zu einer erheblichen Verbesserung der mechanischen Eigenschaften und ist ein Charakteristikum der Polyamide.
Zu den Poly-aminocarbonsäuren gehört das Perlon. Von dieser Gruppe hat das Polymere der Amino-undecansäure für die Zahnheilkunde praktische Bedeutung erlangt. Dieser Stoff ist das "Supolyd D", das als Ausgangsbasis das Rizinusöl hat. Die Wasseraufnahme ist bei den meisten Polyamidsorten sehr hoch, bei Sättigung etwa 8 - 10 %.
Die Polycarbonate sind die neuesten thermoplastischen Kunststoffe, die auf ihre Eignung in der Zahlheilkunde untersucht werden. Man rechnet diese Stoffe zu den aromatischen Polyestern der Kohlensäure. Sie entstehen durch Einwirkung von Phosgen auf Dioxydiphenylalkane.
Die Dichte beträgt 1,2, die Naturfarbe ist durchsichtig farblos bis schwachgelb, eine Einfärbung ist möglich. Chemisch sind die Polycarbonate beständig gegen Wasser, Tee, Kaffee, Fruchtsäfte, Alkohol und schwache Säuren, unbeständig gegen Alkalilaugen und Amine. Erwähnenswerte Eigenschaften der Polycarbonate sind ihre hohe mechanische Festigkeit, ihre Wärmebeständigkeit, ihre Transparenz, ihre Witterungsbeständigkeit und ihre geringe Wasseraufnahme, die maximal bei 0,36 % liegen und keine meßbare Dimensionsänderung ergeben soll.
Eine Materialgruppe, von der sich die Werkstoffkundler eine große Umwälzung auf dem Dentalmarkt versprachen, die Silikone, die aufgrund hervorstechender Merkmale in der Industrie große Verbreitung fanden, haben sich in der Zahnheilkunde als Basismaterial bis jetzt noch nicht durchgesetzt, es ist bisher noch nichts über Versuche in dieser Richtung bekannt geworden. Als Abdruckmaterialien und als Unterfütterungsmaterial für weichbleibende Zwischenschichten sind sie aber schon seit längerer Zeit in Gebrauch.

Die ersten Kunst s t o f f e , die in der Mitte der Dreißiger Jahre (Neohekolith 1933) in der Zahnheilkunde Eingang fanden, waren Vinylchloride und Methacrylate oder Mischpolymerisate aus diesen beiden Werkstoffen. Die anderen, in der Industrie schon länger verwendeten Materialien wie die Polystyrole und auch zum Teil die Polyvinylchloride erwiesen sich zunächst in der Zahnmedizin als ungeeignet, da diese ersten Produkte noch sehr spröde und brüchig waren, oder aber ihre Verarbeitung verlangte eine komplizierte Apparatur wie z. B. bei den Polyvinylchloriden, so daß sie sich aus diesen Gründen nicht durchsetzen konnten.
Hier möchte ich nun eine kleine historische Übersicht über die Entwicklung der Methacrylate einfügen:

1925 Aufgrund eines französischen Patentes ist die Verarbeitung von Monomer und Polymer als Kunststoff in der Industrie bekannt.

1928 wurde polymeres Methacrylat als Kunststoff entwickelt - als "organisches Glas" - - "Plexiglas".

1930 wurden die ersten Gaumenplatten, Zähne u.dgl. aus Methylmethacrylaten angefertigt.

Im gleichen Jahr wurde die Peroxyd - Polymerisation des Methacrylsäuremethylesters gefunden.

1931 soll polymeres Methacrylat angeblich zum erstenmal beschrieben worden sein.

Außerdem wurden Perlpolymerisate aus Methacrylaten entwickelt.

1933 Polymerisation von monomeren und polymeren Methacrylaten.

1934 Kammerpolymerisation von Methacrylsäuremethylestern.

1935 wurde monomeres und polymeres Methacrylat zur Herstellung von Zahnersatz benutzt,
wurde das Material "GINGIVIST" als farbloses Methacrylat in Österreich entwickelt,

wurde das "HELIODON" zunächst in Form von rosa Platten, später in Pulverform hergestellt und in England das "KALLODENT" entwickelt.

1936 wurde das "PALADON" -verfahren ausgearbeitet.

1937 Zahnherstellung aus Polymethylmethacrylaten und Monomeren durch E. SCHNEBEL.

Einführung des PALADON -verfahrens in den USA, daselbst viele andere Materialien wie Vernonite der Vernon - Benshoff - Co.

1938 findet E. SCHNEBEL die Schnellpolymerisation durch Zusatz von MICHLER's - Keton als erstem tertiären Amin zum Methacrylat.

(entnommen der Arbeit von G. RINK: Die zahnärztlichen Kunststoffe in "Zahnärztliche Welt" 9 H.22,S.632 1954)

Die Kunststoffe, die speziell für ihre zahnärztliche Verwendung entwickelt wurden, da die Industriewerkstoffe doch anders verarbeitet werden, haben dem Kautschuk gegenüber viele Vorteile. So ist das spezifische Gewicht bei den Kunststoffen im Durchschnitt ungefähr 1,20, während es beim braunen Basiskautschuk ca. 1,70, beim rosa Zahnfleischkautschuk sogar um 2,50 beträgt. Die Dichte und die Homogenität von Kunststoffprothesen übertrifft die von Kautschukstücken bei weitem; vor allem zeigt sich dies an der dem Kiefer und dem Gaumen zugewandten Seite, die ja nicht poliert wird. Die Glattheit der Kunststoffprothese verhindert hier eine Belagsbildung. Außerdem be-

wirkt diese Glätte einen besseren Kontakt mit der Schleimhaut; dieses hat mit dem geringeren spezifischen Gewicht eine gute Haftung und Saugfähigkeit der Prothesen zur Folge, die den bei den Kautschukprothesen angebrachten Gummisauger bei totalen Ersatzstücken fast überflüssig machten. Zwar treten bei Kunststoffprothesen auch hin und wieder Schleimhautirritationen auf, die aber zum großen Teil auf eine fehlerhafte Verarbeitung zurückzuführen sind, da diese Reizungen meist durch Restmonomer in nicht ganz auspolymerisierten Stücken hervorgerufen werden. Bei den anfangs verarbeiteten Fertigpolymerisaten in Plattenform und auch bei den im thermoplastischen Verfahren verarbeiteten Pulvern bestand diese Gefahr nicht. Nur der monomere Methacrylsäuremethylester führt zu Schleimhautschädigungen. Es sind aber auch allergische Erscheinungen gegen Prothesenmaterialien im allgemeinen bekannt geworden, die sich nicht nur auf die Methacrylate beschränken, sondern sich gegen alle Prothesenmaterialien richten können.

Ein bedeutener Vorteil der Kunststoffe liegt aber auf dem kosmetischen Sektor. Obwohl der Kautschuk farblich dem Zahnfleisch angepaßt wurde, befriedigte das opake Aussehen einer Kautschukprothese niemals. Das Problem der Farbgebung wurde im Beginn der Kunststoff - Aera auf zwei Wegen gelöst: mit Hilfe einer glasklaren Kunststoffplatte, die die Eigenfarbe der Gingiva durchscheinen ließ und mit rosa eingefärbten, transparenten Platten. Diese Farben sprachen das Schönheitsempfinden bedeutend besser an als die opake trübrosa Farbe des Kautschuks. Bei der Farbgebung der heute verwendeten Pulver kann man zwischen innerer und äußerer Pigmentierung unterscheiden. Bei der äußeren befinden sich die Farbstoffkörper an der Außenfläche der Polymerkugeln oder -splitter, bei der inneren Pigmentierung sind die Farbkörner in den Polymerteilchen eingeschlossen. Die äußere Farbgebung hat gegenüber der inneren den Nachteil, daß die Homogenität und die Gleichmäßigkeit der Farben nicht so gut sind, da es bei längerem Stehen des Pulvers, vor allem bei häufigen Erschütterungen zum Ablösen und Absetzen der Farbkörner kommt, so daß Ersatzstücke, die aus dem unteren Teil des Pulver-Gefässes angefertigt werden, intensiver gefärbt sind als die Stücke, die aus dem oberen Teil hergestellt werden.

Die Verankerung der Zähne und der Klammern ist in den neuen Werkstoffen bedeutend besser als im Kautschuk, da sich der Kunststoff besser an die Fremdkörper anschmiegt und auch besser in die Retentionen fließt. Hierbei kommt es nicht zur Spaltbildung wie beim Kautschuk zwischen Zahn, Klammer oder Bügel und dem Basismaterial, die zur Lockerung und Herauslösung führt und in die sich außerdem noch Speisereste, Bakterien und Speichel fest-

setzen können. Dadurch kommt es dann zur Geschmacks- und Geruchsbildung, die nicht nur den Träger solcher Ersatzstücke, sondern auch seine Umwelt belästigen. An dieser Spaltbildung war aber nicht nur die schlechte Haftung, sondern auch das große Wasseraufnahmevermögen und damit das Quellvermögen beteiligt. Außerdem verlor das Ersatzstück durch die große Quellung seine Paßform. In dieser Beziehung haben sich die Methylmethacrylate sogar besser gewährt als die später entwickelten Polyamide wie z. B. das Nylon.
Aber die neuesten Spritzgußmaterialien haben wieder ein ganz geringes Wasseraufnahmevermögen, wie das "Supolid D" oder die Polycarbonate.
Während der Kautschuk chemisch nahezu unangreifbar ist, zeigen die Kunststoffe in vitro doch eine relativ große chemische Unbeständigkeit, die natürlich bei den einzelnen Grundstoffen ganz verschieden ausfällt. So sind die Polyamide und die Methacrylate gegen andere Stoffe empfindlicher als z. B. die Polystyrole oder die Polyvinylchloride. Die Tabelle auf der nächsten Seite gibt die Ergebnisse der Versuche M. SPRENG's wieder, die dieser in vitro durchführte, um die "Mundbeständigkeit" der angegebenen Kunststoffe zu überprüfen. Daß diese Auflösungsversuche nicht mit den klinischen Ergebnissen und Erfolgen dieser Materialien übereinstimmen, mag seine Gründe darin haben, daß die Konzentration der in Frage kommenden Agenzien im Munde durch die Speichelvermengung sofort abnimmt und daß die Einwirkungszeit doch viel zu kurz ist, um die Schädigungen eintreten zu lassen, die SPRENG bei seinen Versuchen beobachtete. Auch die dünne Muzinschicht, die alles im Munde überzieht, wird zum Schutze der Materialien beitragen, Paladon und Palapont sind Methacrylate, Selitrol ist ein Kombinationsprodukt von Polymerisaten und Polykondensaten. Das Grundmaterial ist ein Polyäthylenoxy-derivat, das mit einem organischen Säureanhydrid zu einem Kunstharz kondensiert wird. So wie die Acrylate von den aufgeführten Stoffen angegriffen werden, so werden z. B. die Polycarbonate von Laugen und Aminen zersetzt.

Wichtig für die Einführung eines Werkstoffes in die Zahnheilkunde ist seine billige und vor allem leichte Verarbeitung. So war die Verarbeitung des Kautschuks doch recht einfach. Der zur Vulkanisation notwendige Schwefel war den Platten schon zugesetzt, so daß die kleinen Kautschukstückchen nur noch in die entsprechend vorbereitete Gipsform zu stopfen waren. Die erhitzte Gipsform wurde zusammengepreßt, damit der Kautschuk die gesamten Feinheiten des Modells ausfüllen konnte. Die Vulkanisation wurde in einem Überdruckkessel bei mehreren Atmosphären Druck und bei Temperaturen von 160 - 170° C durchgeführt.

Zusammenstellung von Auflösungsversuchen an Kautschuk, "Selitrol", "Paladon" und "Palapont" (nach M. SPRENG)

Lösungsmittel	Kautschuk	Selitrol	Paladon	Palapont
Alkohol 45%	-	sw. n. 20'	+n. 20'	+n. 20'
Alkohl 60%	-	sw. n. 20'	+n. 20'	+n. 20'
Cognac	-	- n. 8'	+n. 8'	+n. 8'
Cognac	-	sw. n. 20'	+n. 20'	+n. 20'
Grog mit Cognac				
55%iger Cognac	-	gsw. n. 5'	+n. 5'	+n. 5'
Grog mit Rum,Rum 55%	-	sw. n. 6'	+n. 6'	+n. 6'
Kirsch	-	-	+n.1Std.	+n.1Std.
Marc	-	gsw.n.1Std.	+n.1Std.	+n.1Std.
Jodtinktur 10%	-	st., Verf.	sst.stV.	sst.stV
Tinct.Myrrhae,konz.	-	st., Verf.	sst.stV	sst.stV
" Tormentillae.kz.	-	-	-	-
" Ratanhiae,konz.	-	-sw.,Verf.	-st.Verf.	-st.Verf.
Chloroformdämpfe	-	- - - ?	+n.2 1/2'	+n.2 1/2'
Cloroformwasser o,5%	-	+n.1/2'	st.n.1/2'	st.n.1/2
Chloroformöl	-	-	+n. 25''	+n. 25''
Äther	-	gsw.n.1/2'	+n. 1/2'	+n. 1/2'
Hoffmannstropfen	-	- - -	+n. 35'	+n. 35'
Mischnarkose n.Billroth (3Tr.Chlorof.1 Tr.Äther, 1 Tr.Alkohol)	-	- - -	st.n.3'	st.n.3'
Essigsaure Tonerde 2%	-	- - -	sw.n.loSt	sw.n.loSt
Essigsäure 10%	-	- - -	- - -	- - -
Weinessig,Salatsauce	-	- - -	- - -	- - -
Obstsäfte	-	- - -	- - -	- - -
Essigäther auf Zucker	-	st. n.1/2'	sst.n.1/2'	sst.n.1/2'
Trichloressigsre 50%	-	sst. sofort	sst.sofort	sst.sof.
Aceton	-	st. sofort	sst.sofort	sst.sof.
Chromsäure 20%				
Salzsäure 20%				
Salpetersäure 20%				
Schwefelsäure 20%	-	- - -	- - -	- - -
Kaliumpermanganat vd.	-	--sw. Verf.	--st.Verf.	--sst.Verf.
Chloräthyl	-	- - -	- - -	- - -
Argentum nitr.10%	-	- - -	sw. n.1'	sw.n. 1'

Die Versuche verstehen sich bei einer Temperatur von 38° C.
+ = Veränderung der Oberfläche des Versuchsobjektes;
- = keine Veränderung durch das einwirkende Lösungsmittel an der Oberfläche des Versuchsobjektes; sw. = schwacher Lösungsangriff; sst. = sehr starker Lösungsangriff;
V, Verf. = Verfärbung; n. = nach;gsw.= minimaler Lösungsangriff; st.= starker Lösungsangriff.
(Entnommen: HÄUPL - KIRSTEN - BÖTTGER : Zahnärztliche Prothetik II. Band Leipzig 1959 Seite 336)

Beständigkeit verschiedener Kunststoffe gegen Produkte der Lebensmittelindustrie (nach REICHHERZER).

	POLY-ÄTHYLEN		POLYISO-BUTYLEN		POLYSTYROL		HART - PVC		METHACRYLAT-GLAS		POLYAMID	
	Versuchstemperatur in °C.											
	20	60	20	60	20	60	20	60	20	60	20	60
Alkohol 96%	(+)	0	-	-	-	(-)	-	(-)	0		(-)	
Essigsäure 10%	-	-	+	-	-	(-)	-	(-)	-	-	(-)	0
Milchsäure 10%	-	-	-	-	(-)	0	-	(-)	-		-	
Weinsäure 10%	-	-	-	-	-	(-)	-	(-)	-	-	-	
Kochsalzlösung ges	-	-	-	-	-	-	-	(-)	-	-	-	-
Glucoselösung konz	-	-	-	(-)	-	-	-	(-)	-		-	
Stärkelösung	-	-	-	-	-		-	(-)	-	-	-	
Melasse	-	-	-	-			-	(-)	-		-	
Fette und Öle	(-)	0	0	0	-	-	-	-	-	-	-	
Milch	-	-	-		-		-	(-)	-		-	
Zitronensaft	-				-		-				-	
Äther, Öle (Orangenöl)	-				0	0	-		-		-	
Bier	-		-		-		-				-	
Wein und Weinbrand	(-)		-		(-)		-		-		-	
Liköre	(-)		-		(-)		-					
Coca Cola					-	(-)						
Weinessig	-	-	-	-	-		-	(-)	-	-	-	
Sauerkraut	-				-		-					
Mayonaise					-				-		-	
Senf	-				-	(-)					(-)	
Seifenlösung 2%	-	-	-	-	-		-	(-)	-		-	
Aralkylsulfonatlös.	-		(-)		-		-		-		-	

- : Probe unverändert (-) : nur kurzzeitig beständig

0 : nicht beständig

(Entnommen: HENKEL, G.: Über die "Korrosion" der Kunststoffe aus "Deutsche Stomatologie 10" H. 11, S. 836 1960)

Die ersten Kunststoffe, die um die Zeit 1935 auf dem Markt erschienen, wurden in auspolymerisierten Platten geliefert. Diese Platten wurden erhitzt und in die ebenfalls erhitzte Form gepreßt, ein Verfahren, das aufgrund der reversiblen thermoplastischen Eigenschaft des neuen Materials möglich war. Diese Methode war einfach durchzuführen, verlangte auch sie nur eine Wärmequelle und eine Presse. Nach dem Preßvorgang wurde die Form abgekühlt und die Prothese ausgebettet. Diese Ersatzstücke besaßen zwar einen hohen Polymerisationsgrad und dadurch gute mechanische und chemische Eigenschaften, durch das Pressen der Platten konnten aber vor allem bei zu niedrigen Temperaturen Verpressungen der Zähne und ungenügendes Ausfließen der Form vorkommen. Außerdem konnten in solchen Fällen Spannungen in der Platte auftreten, die sich erst dann bemerkbar machten, wenn das Ersatzstück mit größerer Wärmeeinwirkung z. B. mit heißem Wasser beim Säubern in Berührung kam. Durch den Spannungsausgleich verlor dann das Werkstück seine Paßform.

Etwas später kamen die gleichen Materialien, die zuerst in Plattenform erschienen waren, in Pulverform auf den Markt. Diese Pulver wurden auch im Trockenverfahren verarbeitet. Dieses Verfahren beruht auf dem physikalischen Vorgang der Änderung des Aggregatzustandes der Kunststoffe unter dem gleichzeitigen Einfluß von Druck und höheren Temparaturen. Dieses Verfahren nennt man das thermoplastische Verarbeitungsverfahren. Hierbei wird das Pulver im Überschuß in die heiße Form geschüttet, so daß es schmilzt, dann wird die Form geschlossen und gepreßt. Diese Stücke waren spannungsfrei und besaßen hohe Festigkeitswerte.

Als nächste Entwicklungsstufe der Verarbeitung ist das Naßverfahren, das sogenannte PALADON -verfahren zu nennen. Hier liegt das Material als Pulver u n d Flüssigkeit vor. Das Pulver ist bereits polymerisiertes Material, während die Flüssigkeit das Monomer darstellt. Dieser Flüssigkeit sind in geringen Mengen Katalysatoren beigegeben, meistens sind diese Peroxyde wie Benzoylperoxyd, p-Brombenzoylperoxyd, dann Luftsauerstoff und Halogenide wie Zinntetrachlorid, Borfluorid, Tetrachlorkohlenstoff oder Säuren und Basen, auch die Alkalimetalle (Natrium, Lithium u. a.), freie Radikale und freie Atome wirken katalytisch. Diese Katalysatoren sind für den Polymerisationsgrad recht wichtig: bei wenig Katalysator bilden sich nur wenige lange Ketten, bei großen Mengen Katalysator bilden sich nur kurze Ketten. Außerdem sind dem Monomer noch Stabilisatoren zugegeben, die eine Selbstpolymerisation des Monomers verhindern sollen.
Als Stabilisatoren sind Hydrochinon, Resorzin, Phenol, Pyrrogallol, Pyridin u. a. in Gebrauch. Dem Pulver sind Aktivatoren und die Farbstoffe beigegeben. In Rußland ist aber das Pulver des Methacrylats " K R 7 " farblos, während die Flüssigkeit gefärbt ist. Dadurch soll

eine homogene Farbgebung erreicht werden.
Diese beiden Phasen des Werkstoffes werden bei der Verarbeitung in einem bestimmten Verhältnis vermengt, eine Zeitlang stehen gelassen, damit das Monomer Gelegenheit hat, die Oberfläche der Polymerteilchen anzulösen und zu erweichen, dann wird der Teig in die Form gestopft, gepreßt und dann endgültig auspolymerisiert. Dieser Vorgang der Polymerisation ist ein chemischer Prozeß, bei dem die polymeren festen Teile des Pulvers durch eine chemische Anlagerung an die monomere, also aus Einzelmolekülen bestehende Flüssigkeit unter Anwendung von Druck und Temperatur, meistens 100°C vereinigt werden. Danach bilden sie eine einheitliche feste Substanz. Diese Verarbeitung wird als chemoplastische Arbeitsmethode bezeichnet, weil das Monomer zum Lösen des Polymer benutzt wird, und weil das Monomer selbst eine chemische Umwandlung erfährt.

Diese Polymerisation wurde bei 100° C durchgeführt, wobei die Zeitangaben des Herstellers genau zu beachten waren, zunächst sollte die Küvette nach kurzer Anheizzeit nur eine halbe Stunde im kochenden Wasser belassen werden. Es zeigte sich aber, daß diese Art der Verarbeitung viele Fehlerquellen besaß und daß damit die besten Materialeigenschaften nicht ausgenützt werden konnten. So wurden viele Verbesserungsversuche unternommen, von denen ich einige anführen möchte. Beim Polymerisieren großer und dicker Ersatzstücke zeigten sich Porositäten, die auf ungenügende Mengen Kunststoff, auf zu geringen Preßdruck oder auf zu schnelle Erhitzung zurückzuführen waren (Siedeblasen des Monomers). Letzteres läßt sich durch eine richtige Temperaturführung ausschalten, worauf noch eingegangen wird; die zu geringen Kunststoffmengen traten aber zum größten Teil durch die Schrumpfung des Materials beim Übergang vom monomeren zu polymeren Zustand auf. So wurden mehrere "Nachpreßgeräte" entwickelt, die es ermöglichten, während der Polymerisation noch nicht polymerisierten Kunststoff in die Küvette zu applizieren. Hierdurch sollte dann auch die Dichte und Homogenität der Prothesen verbessert werden,außerdem werden Bißerhöhungen, die beim Pressen durch nicht vollkommenes Schließen der Küvetten auftreten, vermieden. Von diesen Geräten sind eine ganze Reihe Fabrikate auf dem Markt, die nach verschiedenen Systemen arbeiten:

Die erste und auch einfachste Gruppe sind die Federküvetten und Federpressen. Eine starke Feder hält die mit Überschuß gestopfte Küvette während des Polymerisationsvorganges stetig unter Druck. Dadurch wird der Preßdruck auch während der Kontraktion gewährleistet. Bißerhöhungen werden aber mit diesen Federn nicht sicher vermieden.

Als nächste Gruppe sind die Nachpreß- und Verdichtungsgeräte anzuführen. Hierbei übt ein unter Federspannung stehender Stempel einen fortwährenden Druck auf ein in der Nähe der gestopften Prothese liegendes Kunststoffdepot aus.

Bei eintretender Kontraktion wird laufend Material in der nötigen Menge nachgedrückt und dadurch einer "Verkleinerung" der Prothese und dem Auftreten von Porositäten entgegengewirkt. Dieses Verfahren hat aber nur dann einen Wert, wenn dafür gesorgt ist, daß die Prothese eher polymerisiert als das Kunststoffdepot. Bißerhöhungen werden auch mit diesem System nicht sicher vermieden. Die dritte Gruppe sind die Einspritzgeräte: mit Hilfe einer Metallspritze wird der angequollene Teig in die fest geschlossene Küvette injiziert. Nach Füllung der Hohlform wird die Spritze entfernt und die Bohrung verschlossen. Bißerhöhungen werden durch diese Geräte sicher hintangehalten, der Kontraktion des Materials wird aber nicht entgegengearbeitet.

In der vierten Gruppe sind die Einspritz- und Verdichtungsgeräte zusammengefaßt. Hier wird zusätzlich zur Injektionsspritze ein Federbolzen verwendet, der nach Beendigung des Spritzvorganges in der Bohrung verriegelt wird und so die Kontraktion zusätzlich zur Bißerhöhung vermeidet.

Die fünfte Systemgruppe umfaßt die Einspritzgeräte mit Verdichtungsgeräten und Kühlvorrichtung. Hierbei handelt es sich um Geräte, deren Materialdepot sich in einem Metallzylinder befindet. Um zu vermeiden, daß durch die natürliche Wärmeleitung zunächst der Kunststoff im Depot und erst dann der im Küvetteninneren polymerisiert, hat man Depotkühlvorrichtungen entwickelt. Durch Berieselung mit kaltem Wasser oder durch Anblasen von Luft wird eine genügende Kühlung erreicht. Im großen und ganzen gesehen unterscheiden sich diese Geräte sonst nicht von denen der vorgenannten Gruppe.

Mit diesen Geräten lassen sich doch bessere technische Werte des Polymerisats erzielen, nur müssen diese Apparaturen einigermaßen durchdacht konstruiert sein und auch haltbar sein.

In Amerika wurde das Naßverfahren, also das Pulver - Flüssigkeit -system in einer interessanten Abwandlung entwickelt, in Form der sogenannten G E L - Kunststoffe. Dies sind Monomer - Polymergemische, die in Pastenform als fertiger Teig in Tuben verpackt sind. Normalerweise sind diese Tuben zum alsbaldigen Verbrauch bestimmt, sie lassen sich aber in speziellen Kühlschränken doch eine gewisse Zeit lagern. Die aus diesen GEL - Materialien hergestellten Ersatzstücke sollen härter und elastischer sein als die aus einem normalen Pulver - Flüssigkeit -gemisch angefertigten, da bei den Gelen der Polymerisationsgrad wesentlich größer ist. Dies liegt in der Herstellungsweise des Teiges begründet: Der normale Pulver-Flüssigkeitsteig darf nur kürzere Zeit angerührt werden. Während dieser Zeit hat das Monomer gar nicht die Möglichkeit, die langkettigen Polymer - Pulverkörner zu durchdringen, sie werden nur an der Oberfläche angelöst. Die Gele dagegen werden stundenlang, bis zu 30 Stunden angeteigt, bis die richtige

Konsistenz entstanden ist. Die GEL - Kunststoffe sind dann einheitlich in ihrer Struktur, weil das Monomer die Polymerkörner durch und durch gelöst und erweicht hat. Die Paste fließt besser beim Pressen, außerdem bleiben die Gele länger plastisch, so daß mehrere Küvetten auf einmal gestopft werden können.

Die wichtigsten Faktoren der Polymerisation sind die Reinheit des Monomers, die Temperatur und die Temperaturführung, der Druck und die in kleinsten Mengen zugesetzten Polymerisationskatalysatoren. Durch Änderung der Polymerisationsbedingungen lassen sich das Molekülgewicht bezw. der Polymerisationsgrad und damit die chemischen und physikalischen Eigenschaften eines Kunststoffes in weiten Grenzen ändern.

Besonders wichtig für die Polymerisation und den Polymerisationsgrad ist die Temperaturführung. Der Methacrylsäuremethylester siedet bei 100,3°C. Zu hohe Temperaturen bedingen Verdampfungsblasen oder auch schon Depolymerisationsblasen, tritt doch bei 300° C eine vollkommene Depolymerisation des Acrylats ein. Da die Polymerisation eine exotherme Reaktion ist, können bei zu schnellem Anlassen des Wasserbades auf 100° C im Kunststoff selbst bedeutend höhere Temperaturen gemessen werden. Selbst Temperaturen von 70° - 80° C werden als zu hoch angesehen, wenn sie zu schnell erreicht werden, da dann im Kunststoff Temperaturen von über 100° C gemessen werden konnten. Erreicht man die höheren Temperaturen erst nach einer längeren Zeit, dann ist die größte Menge des Materials schon polymerisiert, so daß jetzt diese Temperaturerhöhungen nicht auftreten können; die Verdampfung des Monomers ist nun nicht mehr möglich. Durch die längeren Polymerisationszeiten besteht auch die Möglichkeit, daß sich längere Molekülketten bilden. Es zeigte sich also, daß die anfangs geübte Polymerisationsweise von einer dreißigminütigen Erhitzung auf 100° C keinen guten Polymerisationsgrad erreichen ließ. Auf der anderen Seite ergaben aber zu niedrige Temperaturen ebenfalls nur einen geringen Polymerisationsgrad und ein Verbleiben von Residualmonomer.

So wurde ein "Langzeit - Tieftemperatur" -Polymerisationsverfahren angegeben, bei dem die Prothesen bei 40° - 50° C zunächst zehn Stunden vorpolymerisiert und dann eine halbe Stunde bei 100° C gekocht wurden. Die so polymerisierten Prothesen erwiesen sich als spannungsfreier, sollten eine bessere Paßform und höhere Dauerbiegewerte aufweisen und sollten weniger Residualmonomer enthalten als eine nach der alten Methode angefertigte Prothese. Neuerdings wird eine "Langzeit - Tieftemperatur" -Polymerisation im Trockenschrank besonders empfohlen.

Ähnliche Erkenntnisse veranlaßten die Amerikaner, ihre Prothesen bei 70° C sechs Stunden lang zu polymerisieren; JANKE (119) empfahl folgende Temperaturführung: 50 Minuten bis 65° C erhitzen, dann 60 Minuten bei dieser Tempera-

tur belassen und zum Abschluß dann 10 Minuten auf 90° C halten. Fast ebenso arbeitet die als "KULZER-NEU" - verfahren propagierte Polymerisationsweise: 30 Minuten bis 70° C erhitzen, dann 30 Minuten bei dieser Temperatur belassen, in 15 Minuten auf 100° C steigern und zuletzt eine halbe Stunde bei dieser Temperatur polymerisieren lassen. Die hiermit erzielten Werte sollen denen, die mit der "Langzeit - Tieftemperatur" -methode erreicht werden, nahekommen.

Manche Autoren konnten aber mit dem "Langzeit - Tieftemperatur" -verfahren keine besseren technischen Werte erzielen. Wahrscheinlich liegt das daran, daß von einem gewissen Polymerisationsgrad an keine Steigerung der mechanischen Werte erreichbar sein wird.

Dieses im großen und ganzen für die Methacrylate entwickelte Koch - Preß - Verfahren kann nicht ohne weiteres auf andere Materialgruppen übertragen werden. Einige Materialien, vor allem die neuentwickelten, erfordern doch eine kompliziertere Verarbeitung im Spritzgußverfahren; man kann aber auch die Methacrylate in diesem Verfahren verarbeiten. Hierzu sind wieder spezielle Apparaturen erforderlich; auch hier wurden wieder mehrere Systeme entwickelt, die für jeden neuen Stoff neu erarbeitet wurden. So ist das "Aero - Preß" -verfahren anzuführen, das "Prothenyl - Nylon" -verfahren, das "Rilsan" - oder "Supolyd" -verfahren, die "Luxene" -methode auf Polyvinylchloridbasis und das "Jectron" .verfahren. Schon vor mehreren Jahren wurde von BAYER - Leverkusen ein Kunststoff aus Polyurethan, das K 276, entwickelt, der im Spritzgußverfahren verarbeitet werden sollte. Diese Versuche wurden aber wieder eingestellt, da die Verarbeitung zu große Schwierigkeiten bereitete. Die in neuester Zeit entwickelten Polyamide und Polycarbonate sind alles Materialien, die im Spritzgußverfahren verarbeitet werden müssen.

Die Spritzgußwerkstoffe wie Nylon und Supolyd D haben auf mechanischem Gebiet den Methacrylaten gegenüber große Vorzüge. Aber gerade ein Teil dieser mechanischen Eigenschaften hat sich auf biologischem Gebiet als Nachteil erwiesen. Hierzu gehören die fast vollkommene Unzerbrechlichkeit und die Flexibilität des Materials. Diese Eigenschaften ermöglichen es theoretisch, dünne und skelettierte Teilprothesen aus diesen Stoffen anzufertigen; aber durch die Elastizität kann eine ungleichmässige Belastung des Kieferknochens auftreten. So werden einige Gebiete des Alveolarfortsatzes überbelastet, was zu einem verstärkten Knochenabbau in diesen Bereichen führt. Dadurch verliert die Prothese ihren guten Sitz; eine schlechtsitzende Methacrylatplatte und sogar eine Stahlplatte würden in diesem Falle zerbrechen und damit ein Kriterium für eine notwendige Unterfütterung oder gar Neuanfertigung abgeben. Bei der Unzerbrechlichkeit der Spritzgußmaterialien entfällt dieses Kriterium und die schlechtsitzende Prothese wird nun vom Patienten weiterhin getragen. Dadurch

wird der Kieferknochen einer weiteren Schädigung ausgesetzt. Die große Elastizität verhindert es auch, daß man aus diesen Materialien totale Oberkieferplatten anfertigen kann. Diese Prothesen zeigen zwar eine gute Saugfähigkeit, bei Belastungen durch den Kauakt kommt es jedoch zu Aufbiegungen und somit zur Lockerung der Platte und ebenfalls wieder zur ungünstigen Kraftverteilung. Die Unzerbrechlichkeit dieser Werkstoffe verführte auch dazu, daß man bei partiellen Platten die notwendigen Klammern auch aus dem Basismaterial anfertigte. Diese Klammern waren elastischer als Stahlklammern, sie mußten aber, um eine genügende Festigkeit zu besitzen, in einer relativ dicken Schicht in Form von Bandklammern modelliert werden. Auflageklammern aus diesen Materialien anzufertigen war nicht möglich; die große Flexibilität des Materials führte bei fehlerhafter Belastung zu Bewegungen der Platte und dadurch zu Lockerungen der Klammerzähne. Die Befestigung von Metallklammern und Zähnen ist bei diesen Werkstoffen nicht sehr gut. Hier besitzen gerade die Methacrylate vor allem bei der Verwendung von Kunststoffzähnen, die in den überwiegenden Fällen ebenfalls aus Methacrylsäuremethylestern hergestellt sind, große Vorteile, da hier sogar eine chemische Verbindung eingegangen wird. Vielleicht entwickelt die Industrie aber auch noch Zähne aus Nylon, Supolyd oder Jektron, so daß auch mit diesen Materialien eine Einstoffprothese angefertigt werden kann.

Einige dieser Spritzgußmaterialien zeigen aber doch ansprechende Ergebnisse, nur haben sie ihre schwierige Verarbeitung und ihre hohen Kosten als Nachteil.

Im großen und ganzen kann abschließend gesagt werden, daß sich die Methacrylate, vor allem die im Naßverfahren verarbeitbaren, auf dem Dentalmarkt durchgesetzt haben und daß sie durchaus brauchbare Materialien darstellen. Die Entwicklung dieser Stoffe scheint jetzt abgeschlossen zu sein, so daß bei weiterer Entwicklung zwar noch kleinere Mängel und Nachteile ausgemerzt werden können, große Fortschritte aber nicht mehr zu erwarten sind. Vielleicht werden uns diese von ganz andersgearteten Stoffen beschert werden, das i d e a l e Prothesenmaterial ist bis heute jedenfalls noch nicht gefunden.

2. Die K r o n e n - und B r ü c k e n werkstoffe.

War die Entwicklung der Basiswerkstoffe zum großen Teil durch die vielen Nachteile des Kautschuks bedingt, so entfällt dieses Argument für die Kronen- und Brückenwerkstoffe, wurden hierfür doch edle Metalle oder Porzellan verwendet, Materialien, die kaum Nachteile in biologischer oder kosmetischer Hinsicht boten. Auf diesem Sektor spielten die Verarbeitung (beim Porzellan) und die hohen Kosten bezw. der Mangel (bei den Edelmetallen) die Hauptrolle. Nach den Erfolgen, die die

Kunststoffe als Basismaterialien hatten, versuchte man aus den obengenannten Gründen auch Kunststoffe auf dem Gebiete der Kronen- und Brückentechnik einzuführen. Die ersten Materialien kamen um 1939 auf den Markt und wurden aufgrund der herrschenden Edelmetallknappheit mit großen Hoffnungen aufgenommen. Aber gerade auf diesem Gebiet wurden die Hoffnungen doch sehr enttäuscht, wohl auch deshalb, weil man sich von diesen Stoffen zu viel versprach. Im Laufe der Zeit schälte sich aufgrund der gemachten Erfahrungen eine genaue Indikationsstellung für diese Materialien heraus, die recht deutlich die Grenzen der Möglichkeiten aufzeigte, die diese Werkstoffe boten. Die Anforderungen, die an diese Stoffe zu stellen waren, mußten vor allem auf kosmetischem Gebiete und auf dem Gebiet der Paßgenauigkeit höher geschraubt werden als die, die an die Basiswerkstoffe gestellt wurden.

Chemisch gesehen sind diese Kunststoffe alles hochpolymere Stoffe aus Methacrylaten, Vinylchloriden oder Mischpolymerisate dieser beiden Materialien. Es ist vielleicht interessant zu vermerken, daß mit Spritzgußmaterialien wie Polyamiden oder Polycarbonaten noch keine Versuche zur Kronen- und Brückenherstellung bekannt geworden sind. Hier hat die Industrie wahrscheinlich vor den Schwierigkeiten und vor der Unrentabilität des Projektes kapituliert; denn eine Jackettkrone im Spritzgußverfahren herzustellen ist doch mit recht viel Schwierigkeiten verbunden. Ich möchte mit diesen Überlegungen zum Ausdruck bringen, daß es in der Industrie wahrscheinlich Kunststoffe geben wird, die bessere Eigenschaften als unsere bisher in der Zahlheilkunde verwendeten Kronen- und Brückenmaterialien wie größere Härte und Abriebfestigkeit, geringere Elastizität u.dgl. besitzen, deren Einführung in die Zahlheilkunde aber an ihrer schwierigen Verarbeitung scheitern wird. Die bisher angewendeten Materialien lassen sich leicht verarbeiten, und es lassen sich mit ihnen, richtige Indikation, richtige Anwendung und richtige Verarbeitung vorausgesetzt, doch gute Erfolge erzielen. Diese Materialien sind seit zwanzig Jahren auf den gleichen Grundstoffen aufgebaut und sie sind, von kleinen Verbesserungen abgesehen, die gleichen geblieben. Der einzige größere Fortschritt auf diesem Gebiete scheint die Entwicklung der raumgittervernetzten Werkstoffe zu sein, die sich durch größere Härte, vermehrte Abriebfestigkeit und erhöhte Farbbeständigkeit als wichtigste Faktoren auf diesem Gebiete neben größerer chemischer Widerstandsfähigkeit, worüber schon im Kapital der Basiswerkstoffe berichtet wurde, gegenüber den normalen Acrylaten und Vinylchloriden auszeichnen sollen.

Die Porzellanmantelkrone, die sogenannte Jackettkrone, ist die Krone, deren Präparation des Zahnstumpfes die meiste Zeit und die größte Geschicklichkeit erfordert, vor allem durch die Stufenpräparation. Auch die Farbgebung und die technische Anfertigung einer Porzellankrone bereiten viele Schwierigkeiten. Alle diese Faktoren verteuern die Herstellung einer Porzellanmantelkrone so sehr, daß ihre Einglie-

derung zunächst nur gewissen höhergestellten Kreisen vorbehalten war. Die absolute chemische Indifferenz, die Porenfreiheit und die vollkommene Dichte, die Glätte des hochglanzgebrannten Porzellans, die gute Gewebsverträglichkeit, die Härte und die Festigkeit des Materials werden von keinem anderen Werkstoff erreicht. Außerdem ist der kosmetische Effekt ausgezeichnet, es gibt wohl keinen schöneren Frontzahnersatz als eine einwandfreie Porzellanmantelkrone. Als kleine Nachteile bei diesen vielen Vorzügen sind die Sprödigkeit und die schlechte Reparaturfähigkeit neben der schwierigen Anfertigung zu nennen. Hier spielten also nicht wie beim Kautschuk die großen Nachteile eine Rolle für seinen "Ersatz" durch den Kunststoff, sondern die schwierige und kostspielige Herstellung, die den Kunststoff an die Stelle des Porzellans treten ließ. Auf diesem Gebiete ist es dem Kunststoff aber nicht gelungen, das Porzellan zu verdrängen; hier beim Frontzahnersatz werden von manchen Praktikern Kunststoffkronen nur den minderbemittelten Patienten eingegliedert, während sie die Porzellankronen wiederum den besser gestellten vorbehalten. Manche Praktiker sind sogar ganz dazu übergegangen, nur Kunststoff - Frontzahnersatz anzufertigen, weil die Verarbeitung leichter und billiger ist, und weil sie glauben, bei der Stumpfpräparation nicht mit der gleichen Sorgfalt wie bei der Porzellanmantelkrone arbeiten zu müssen. Gerade bei der Einführung der Kunststoffe auf diesem Sektor der Prothetik sind heiße Debatten geführt worden über das Thema: Porzellan oder Kunststoff, wobei jede Seite nur die Vorteile des einen und die Nachteile des anderen Materials sah. Auch an der Frage, ob man eine Stufenmantelkrone aus Kunststoff als "Jackettkrone" bezeichnen dürfe, haben sich die Gemüter erhitzt. Heute sind die Geister aber aufgrund der gemachten Erfahrungen abgeklärt und man billigt nun jedem Material seine bestimmte Indikation zu oder man entscheidet sich in solchen Fällen, in denen beide Werkstoffe zur Anwendung gelangen könnten, je nach den Mitteln des Patienten und den eigenen Fähigkeiten für das entsprechende Material.

Aufgrund der Materialeigenschaften des Kunststoffes, der sich im Gegensatz zum Porzellan durch eine gewisse Elastizität auszeichnet, glaubten zunächst einige Praktiker, bei der Herstellung von Kronen von der bei der Mantelkrone üblichen Art der Stufenpräparation abgehen zu können, weil sich der Kunststoff dünner ausarbeiten läßt und diese dünnen Ränder nicht so leicht abplatzen wie dünne Porzellanteile. So ergaben sich dann Mißerfolge auf Mißerfolge, die zum großen Teil in Verkennung der wahren Ursachen im Material gesucht wurden, bis man zuletzt die Stumpfpräparation zur Aufnahme einer Mantelkrone sowohl beim Porzellan als auch beim Kunststoff mit einer Stufe versah. Die Elastizität des Kunststoffes hatte nämlich bei vertikalen Belastungen zur Folge, daß sich die dünnen Partien am Zahnhalsrand aufbogen und so zur Lockerung der Kronen führten. So wurde

dann die Stufenpräparation und eine gewisse Mindeststärke von 1,5 bis 2 mm für die Kunststoffkrone zur Regel erhoben und somit fiel ein zunächst angenommener Vorteil gegenüber dem Porzellan, nämlich die Schonung der Zahnsubstanz nicht mehr ins Gewicht.

Die große Härte des Porzellans, die größer ist als die des Zahnschmelzes, hatte eine unphysiologische Abrasion der Antagonisten zur Folge. Hier hatte der Kunststoff günstigere Werte aufzuweisen, die Abrasion des Materials wurde zunächst als physiologisch bezeichnet, stellte sich aber als zu groß heraus, so daß Kauflächen aus Kunststoff abgelehnt und Metallkauflächen gefordert wurden. Diese Eigenschaften führten dazu, daß der Kunststoff nur noch als Verkleidungsmaterial und nicht mehr als Brückenmaterial bezeichnet wurde. Die raumgittervernetzten Kunststoffe sind abriebfester, und sie werden vom Hersteller mit dem Slogan angepriesen, daß sie eben nicht nur Verblendmaterial, sondern auch Kronen- und Belastungswerkstoff seien.
Die Edelmetallknappheit während der ersten Jahre der Kunststoffaera auf dem Kronen- und Brückensektor führte dazu, daß ganze Seitenzahnbrücken nur aus dem Kunststoff angefertigt wurden. Die Elastizität des Materials bewirkte, daß bei Belastungen der Brückenkörper dauernd Spannungen ausgesetzt war. Dadurch kam es gerade an den Übergangsstellen von den "starren" Brückenankern zum "elastischen" Brückenkörper zu den meisten Brüchen. Die Forderung, die daraufhin bei der Anfertigung von Brücken aus Kunststoff gestellt wurde und noch heute gestellt wird, heißt: stets mit einem starren Metallgerüst arbeiten. Nur bei Einzelkronen und bei kleinen Frontzahnbrücken bei günstigen Bißverhältnissen können Kunststoffarbeiten ohne Metallgerüst auch mit Erfolg eingegliedert werden. Jedoch konnte manchmal bei der Kombinierung einer Kunststoffverkleidung mit einem Metallgerüst aufgrund der verschiedenen Elastizität der beiden Materialien ein Abplatzen des Kunststoffes beobachtet werden. Deshalb soll der Kunststoff nur noch an solchen Stellen angebracht werden, die keiner Belastung ausgesetzt sind.

Diese Kronen- und Brückenmaterialien unterliegen, da sie aus der gleichen chemischen Grundsubstanz bestehen wie die Basiskunststoffe, auch den gleichen chemischen Angriffen (s.Tab. S. 13 - 14). Vor allem bei Berührung mit Monomer, Alkohol oder Äther zeigen sich auf der Kunststoffoberfläche feinste Craquelé - Sprünge, die sich aufgrund bestehender Spannungen im Material bilden. Gerade bei diesen Werkstoffen, die ja fast ausschließlich im Frontzahngebiet verarbeitet werden, führten die Verfärbungen, die in der ersten Zeit durch gewisse starkfärbende Speisen und Getränke hervorgerufen wurden, zum Mißerfolg der Arbeit. Diese Fehler sind heute weitestgehend ausgemerzt, jedoch sollte dem Träger solcher Arbeiten trotzdem angeraten werden, allzu starkfärbende Speisen, Getränke oder Medikamente nicht zu sich zu

nehmen, um irgendwelchen unliebsamen Veränderungen seiner meist teuer bezahlten Arbeiten vorzubeugen. Der Verfärbungsgefahr von Kunststoffmantelkronen wird von den meisten Praktikern dadurch aus dem Wege gegangen, daß sie industriell hergestellte Kunststoffzähne als Facette verwenden und so eine Schalen - Kunststofftechnik anwenden. Diese Kunststoffschalen besitzen einen höheren Polymerisationsgrad und somit eine dichtere Struktur als die selbstpolymerisierten Produkte. Außerdem ist die Farbgebung bei den Fertigprodukten sicherer als bei einer Mehrfarben-Stopftechnik, denn die Verarbeitung der Kunststoffe ist gerade in farbgeberischer Hinsicht nicht ganz einfach. Vor allem die ersten Werkstoffe, die auf den Markt kamen, waren nicht farbbeständig, im Laufe der Zeit dunkelten sie nach, oft ergaben sich milchig-trübe Produkte, oder die Grenze zwischen den einzelnen gestopften Farben war deutlich zu sehen, oder aber die Farben waren ineinander geflossen. Bei richtiger sorgfältiger Verarbeitung wie genügend großer Kunststoffmenge, genügend hohem Druck oder ausreichend hoher Temperatur und bei Beherrschung der Stopftechnik ließen sich diese aufgezählten Fehler eliminieren, Farbunbeständigkeit wurde in der Zwischenzeit von den Herstellern bei den neueren Produkten beseitigt. Bei zu hohen Verarbeitungstemperaturen zeigten sich Verbrennungsverfärbungen.

Die ersten Materialien dieser Art wurden in Pulverform geliefert. Dieses Pulver wurde in die heiße Form geschüttet und dann bei Temperaturen von 140° - 160° C je nach Material gepreßt. Nach dem Abkühlen war die Krone oder die Brükke fertig polymerisiert. Hierbei war die Farbgebung sehr schwierig, da die verschiedenen Pulver je nach Lage in die Form eingestreut wurden und beim Pressen infolge der großen Schrumpfung oft Farbverschiebungen auftraten. Deshalb gaben manche Hersteller gleich Farbfluids mit heraus, mit denen die Farbgebung bei fertigpolymerisierter Krone vollzogen bezw. korrigiert werden konnte.

Die zweite Verarbeitungsmethode, die Naßmethode mit Pulver und Flüssigkeit, setzte sich bei den Kronen- und Brückenwerkstoffen in weit stärkerem Maße durch, war doch vor allem die richtige Farbgebung durch das Stopfen des plastischen Teiges viel leichter zu erreichen als durch das Einstreuen des Pulvers. Zwar wurde einem Teil dieser Fabrikate auch ein Farbkasten mitgegeben, der aber weniger der Farbkorrektur als vielmehr dem Aufmalen von "naturgegebenen" Abnormitäten wie Schmelzsprünge, Schmelzflecken u.ä. diente. Die einfachste und sicherste Methode zur richtigen Farbgebung ist aber das schon erwähnte Benutzen von Kunststoffschalen, die aus fabrikmäßig hergestellten Zähnen herausgeschliffen werden, und deren Farbe man nach einem Zahnfarbenring bestimmt. Die Rückenfläche und die Approximalflächen werden im normalen Polymerisationsproßes aus einem Kunststoff angebracht.

Die Gewebsfreundlichkeit dieser Werkstoffe ist recht gut. Zwar kommt es auch hier manchmal zu allergischen Reaktionen, die sich auf den Kunststoff im allgemeinen beziehen, oder zu lokalen Erscheinungen, die am Zahnfleischsaum, wo z. B. eine Kunststoffkrone aufsaß, auftraten. Teils können hier wieder vorhandenes Residualmonomer oder mechanische Läsionen durch schlechten cervikalen Randschluß der Krone verantwortlich sein. Im großen und ganzen gesehen werden diese Werkstoffe aber reaktionslos vertragen. Da aber selbst eine auf Hochglanz polierte Kunststoff-fläche immer noch einige, wenn auch vielleicht nur mikroskopische Porositäten und Unebenheiten aufweisen wird, kommt es dabei besonders an Stellen, die der normalen Mundpflege nicht zugängig sind, zu Ablagerungen, die nun ihrerseits zu Zahnfleischirritationen oder deren Zersetzung zu Geschmacks- und Geruchsbelästigungen führen können. So müssen dem Kieferkamm breit aufsitzende Brückensättel abgelehnt werden, während eine auf Hochglanz gebrannte Porzellanfläche dem Alveolarfortsatz ohne Druck unbedenklich aufgelagert werden kann.

Auch Inlays wurden aus diesen Materialien wie eine Gußfüllung hergestellt. Die Erfolge hierbei waren doch einigermaßen befriedigend, wenn sie in genügender dicker Schicht und mit einem kleinen Federrand gearbeitet wurden. Wenn heute nicht mehr so viele Kunststoff - "inlays" angefertigt werden, so liegt das weniger daran, daß sie sich nicht bewährt hätten, sondern vielmehr an den Umständen, daß einerseits Gold wieder unbeschränkt verarbeitet werden kann, andererseits in den selbsthärtenden Kunststoffen Materialien vorhanden sind, mit denen man die gleichen Resultate erzielt, die aber leichter und schneller zu verarbeiten sind.

Abschließend kann von diesen Kronen- und Brücken - Kunststoffen gesagt werden, daß sie zwar ein durchaus brauchbares Material darstellen, daß sie dem Porzellan gegenüber aber keine großen Vorteile besitzen. Aus diesem Grunde konnten sie das Porzellan auch nicht aus der Prothetik verdrängen, höchstens ersetzen. Die raumgittervernetzten Kunststoffe sind doch wegen ihrer besseren Eigenschaften als Fortschritt zu werten; gerade auf diesem Gebiete werden aber noch große Fortschritte und viele Verbesserungen nötig sein, um das Porzellan aus seiner Stellung, die es trotz seiner schwierigen Verarbeitung halten konnte, zu verdrängen.

In dieses Gebiet gehört auch die Entwicklung der Kunststoffzähne für herausnehmbaren Zahnersatz. Die Herstellung fabrikmäßiger Porzellanzähne bedeutete für die Prothetik einen Markstein ihrer Entwicklung, ermöglichten doch erst sie die Anfertigung von herausnehmbaren Zahnersatz in großen Maßen. Mit der Entwicklung der Kunststoffe für Plattener-

satz ging man auch daran, Kunststoffzähne zu entwickeln, versprach man sich von ihnen doch mancherlei Vorteile. Auch der Mangel an hochwertigen Goldknopf - Porzellanzähnen wegen der Kriegsereignisse förderte die Anwendung des Kunststoffzahns, den sich der Zahnarzt unter Umständen in seinem Labor aus den Kronen- und Brückenmaterialien selbst herstellen konnte.

Der wichtigste Vorteil war wohl die durch den Kunststoffzahn nunmehr ermöglichte Herstellung einer "Einstoff - Prothese", bei der es wegen der chemischen Verwandtschaft des Basismaterials und der Zahnsubstanz zu einer chemischen Verbindung zwischen Zahn und Basis kam. Dadurch war die Haftung des Zahnes im Prothesenmaterial bedeutend verbessert. Bei ungünstigen Bißverhältnissen im Frontzahngebiet behielten die Kunststoffzähne, auch wenn sie sehr weitgehend beschliffen werden mußten, einen guten Halt im Basismaterial.

Ein weiterer Vorteil war das geringere Gewicht eines Zahnersatzes mit Kunststoffzähnen gegenüber einem mit Porzellanzähnen. Bei oberem und unterem Zahnersatz rief das Aufeinandertreffen der Porzellanzähne oft ein lautes Klappern hervor, das durch Ersetzen der gesamten Porzellanzähne oder auch nur einzelner Zähne durch solche aus Kunststoff beseitigt werden konnte.

Die Abrasion der Kunststoffzähne ist bedeutend physiologischer als die bei Porzellanzähnen; die große Härte dieses Materials führte zu einer verstärkten Abnutzung der natürlichen Zähne und von Kronen- und Brückenersatz, wenn der Porzellanzahn als Antagonist wirkte. Es zeigte sich aber auch hier, daß die ersten Produkte dieser Art doch zu weich waren, so daß hier umgekehrt durch die eigenen Zähne oder durch Metall- oder Porzellanzahnersatz vermehrte Abrasionserscheinungen an den Kunststoffzähnen auftraten. Die größere Härte der raumgittervernetzten Materialien zeigt auch auf diesem Gebiete bessere Werte, die Abrasion ist bei diesen Materialien geringer.

Diese fabrikmäßig angefertigten Kunststoffzähne zeichnen sich gegenüber den im eigenen Laboratorium hergestellten Produkten durch bessere physikalische, chemische und kosmetische Eigenschaften aus. So zeigen sie größere Härte, größere Dichte, größere chemische Indifferenz, größere Hitzebeständigkeit, geringere Verfärbungstendenzen, geringere Lunker- und Blasenbildung, eine schönere Farbgebung und dergleichen mehr. So sind viele Praktiker dazu übergegangen, Kunststoffkronen ähnlich wie die Schalenkeramik bei Porzellanmantelkronen aus fabrikmäßigen Kunststoff-Facetten, die man selbst aus Kunststoffzähnen zurechtschleift, anzufertigen.

3. Die selbsthärtenden Kunststoffe.

Ein weiterer großer Fortschritt in der Kunststofftechnik der Zahnheilkunde war die Entwicklung der selbsthärtenden Kunststoffe, der sogenannten Autopolymerisate durch E. SCHNEBEL in Deutschland und SLACK in den USA im Jahre 1938. Zunächst waren diese neuen Materialien nur als Frontzahnfüllungswerkstoffe gedacht, aber ihre Anwendung beschränkte sich bald nicht mehr nur auf dieses Gebiet. So erschienen sie als Reparatur- und Unterfütterungsmaterialien, wohl bald auch als Basismaterial in der Prothetik, als Werkstoff zu Anfertigung orthodontischer Apparaturen in der Kieferorthopädie, zur Herstellung von Parodontose- und Kieferbruchschienen in der Kieferchirurgie und zur Herstellung von Arbeits- und Anschauungsmodellen in der Zahntechnik und im Unterricht. Meine Ausführungen beschränken sich im großen und ganzen auf das Gebiet der Prothetik; es wird sich bei der Besprechung der allgemeinen Eigenschaften nicht vermeiden lassen, die anderen Gebiete ebenfalls zu streifen.

Diese Autopolymerisate haben in der allermeisten Fällen den Methacrylsäuremethylester genau wie die meisten Heißpolymerisate als Grundlage, aber auch weichbleibende Materialien liegen als Autopolymerisate vor. Auch diese Stoffe werden in Pulver-Flüssigkeit -form geliefert. Die Flüssigkeit ist die monomere Form mit dem Stabilisator, der vor einer Selbstpolymerisation schützt, und sie enthält in den meisten Fällen auch den eigentlichen Faktor für die Schnellhärtung, den sogenannten Akzelerator. Das Pulver, das auch hier als Perl- oder Splitterpolymerisat vorliegt, ist die polymere Form und enthält die Farbstoffe und den Katalysator.

Beim normalen Methacrylsäuremethylester geht auch eine Polymerisation vonstatten, nur dauert sie bei normaler Temperatur recht lange. Durch gewisse Stoffe z. B. Hydrochinon läßt sich diese Selbstpolymerisation ganz aufheben; andere Stoffe wie organische Peroxyde beschleunigen die Polymerisation. Durch Zusatz von Benzoylperoxyd wird der Methacrylsäuremethylester bei 100° C innerhalb einer halben Stunde polymerisiert. Eine "Kaltpolymerisation" tritt aber erst dann ein, wenn dem Acrylgemisch noch ein Akzelerator zugesetzt wird, der mit dem Benzoylperoxyd ein R e d o x -System bildet. Als Akzeleratoren dienen z. B. tertiäre Amine, die dem Monomer zugesetzt werden, während das Benzoylperoxyd dem Pulver beigemischt wird.

Beim Mischen von Pulver und Flüssigkeit kommt es zu einer chemischen Reaktion zwischen Peroxyd und Amin, das Peroxyd wird reduziert und das Amin oxydiert. Die Reaktionsprodukte, labile Aminoxyde und Peroxydradikale sind die eigentlichen

Kaltpolymerisations - Auslöser. Diese Methode hat den Nachteil, daß sich die Kunststoffe im Laufe der Zeit durch die Entstehung von dunkelfarbigen Verbindungen bei der Peroxyd - Amin -reaktion verfärben. Deshalb haben einige Hersteller zu anderen Aktivatoren gegriffen, z. B. zum Laurylmercaptan, das chemisch sehr stabil ist und der Mischung als Tablette zugesetzt wird, oder zur Toluolsulfinsäure, die die Polymerisation auch ohne Peroxyde auslöst. Diese Säure ist aber im Monomer nicht haltbar und darf diesem erst kurz vor dem Anrühren zugegeben werden.

Diese selbsthärtenden Kunststoffe versprachen gerade auf dem Bereich der Zahnerhaltung große Fortschritte, umso mehr enttäuschten diese Materialien auf diesem Gebiet. Die toxische Wirkung auf die Pulpa ist recht groß; diese Kaltpolymerisate dürfen nicht ohne Unterfüllung angewendet werden. In erster Linie ist für die pulpaschädigende Wirkung der monomere Methacrylsäuremethylester verantwortlich zu machen, der aufgrund seiner Lipoidlöslichkeit und seiner Oberflächenaktivität äußerst rasch durch die Dentinkanälchen zu diffundieren vermag. Weiterhin entstehen bei der Polymerisation manchmal recht hohe Temperaturen; diese sind bei den einzelnen Materialien genauso wie die Abbindzeit recht verschieden und schwanken zwischen 50° und 90° C.

Die ersten Materialien dieser Art waren nicht farbbeständig, so dunkelten die Werkstoffe durch die Entstehungsprodukte bei der Peroxyd - Amin -reaktion; Ultraviolettbestrahlung (intensive Sonnenlichteinwirkung genügte in manchen Fällen bereits) und hohe Temperaturen führten zu Verfärbungen. Stoffe, mit denen die Füllung während des Erhärtens in Berührung kam wie Blut, Wasser, Wasserstoffsuperoxyd, Calxyl, Eugenol - Zinkoxyd, Jodoformpaste usw. verfärbten diese Kunststoffe, und auch Nahrungsmittel und Medikamente, mit denen die Füllung nach dem Erhärten in Berührung kommen konnte, verursachten in manchen Fällen unschöne Verfärbungen. Hierbei war die Oberflächen-Beschaffenheit der Füllung, abhängig von der Verarbeitung und Bearbeitung, wichtig, die neuen Materialien dieser Art sind, richtige Verarbeitung vorausgesetzt, farbbeständig.

Der größte Nachteil dieser Materialien aber ist und war der mangelnde Randschluß. Dies ist auf das Volumenverhalten der schnellhärtenden Kunststoffe zurückzuführen. Während der Polymerisation erfahren diese Stoffe eine Schrumpfung von 6 - 8 %, durch Füllen mit Überschuß und Druckanwendung kann sie aber zum großen Teil ausgeglichen werden. Die Kontraktion geht nach dem Erhärten noch weiter, sie kann aber nun durch die Wasseraufnahme kompensiert werden. Wesentlich wichtiger ist der verschiedene Ausdehungskoeffizient zwischen Zahnsubstanz und Füllungsmaterial, wodurch es bei den im Munde möglichen Temperaturschwankungen zur Spaltbil-

dung zwischen Kavitätenrand und Füllung kommt.

Ein weiterer Mangel der Kunststoffe als Füllungsmaterial ist die inhomogene Struktur der Kaltpolymerisate. In den auspolymerisierten Produkten sind noch große Anteile von niedermolekularen Bestandteilen, die im Laufe der Zeit angegriffen werden; dieses Herauslösen führt zum Zerbrechen und Verfärben der Füllung.

Die Härte des selbstpolymerisierenden Kunststoffes ist nicht groß, sie ist geringer als die der Silikatzemente; dafür ist die Abriebfestigkeit größer. Als größter Vorteil dieser Materialien ist jedoch zu werten: die Autopolymerisate sind relativ kantenfest, so daß sie hauptsächlich zum Eckenaufbau im Frontzahngebiet verwendet werden können, wenn andere Maßnahmen wie Überkronen nicht möglich sind.

Während diese Materialien in der Zahnerhaltung nicht das gehalten haben, was sie zunächst versprachen, so haben sie in der Prothetik, in der Chirurgie und in der Kieferorthopädie, wie auch in der zahnärztlichen Technik weite Verbreitung gefunden.

Gerade die Prothetik hat diese Materialien freudig aufgenommen, denn nun war es möglich, Unterfütterungen und vor allem Reparaturen schnell und leicht durchzuführen, Provisorien anzufertigen und Kunststoffarbeiten einzusetzen ohne die Vermittlung des artfremden Zementes, oder aber auch herausgebrochene Kunststoff-Facetten zu ersetzen. Da die Autopolymerisate wie die meisten Basiswerkstoffe methacrylsäuremethylester -polymere sind, so gehen sie mit diesen eine innige chemische Verbindung ein, so daß sie gut mit den Heißpolymerisaten zu kombinieren sind.

Bei totalen direkten Unterfütterungen sind diese Werkstoffe gleichzeitig Basis - und Abdruckmaterial. Das dünnflüssige Gemisch wird auf die gesäuberte und angerauhte Basis gefüllt und dann in den Mund eingebracht. Durch Bewegungen der mimischen Muskulatur wird der Ventilrand gut abgeformt, Bißerhöhungen lassen sich durch Zusammenbeißen verhindern. Das Schleimhautrelief wird genauestens wiedergegeben. Schleimhautschädigungen sind bei dieser Arbeitsweise möglich, lassen sich durch vorsichtiges Arbeiten aber weitgehend vermeiden. Zunächst können durch die entstehende Reaktionswärme Verbrennungen auftreten; dies hängt aber von der Menge und dem Mischungsverhältnis des Teiges ab. Bei dicken Schichten oder dünnflüssigem Teig entsteht durch den hohen Monomergehalt bei der Polymerisation eine große Wärmemenge, die eine Temperaturerhöhung zur Folge hat. Außerdem gibt der Patient beim Kontakt des Monomers mit der Gaumenschleimhaut ein "Brennen" an, das aber nach Aushärtung verschwindet. Dieses "Brennen" wird durch die Reizung der Schleimhaut durch das Monomer hervorgerufen. Bei einer Allergie

gegen Methacrylate ist eine solche direkte Unterfütterung natürlich kontraindiziert.

Auch als Prothesenbasismaterial können diese Schnellpolymerisate verwendet werden. Hier haben sie den Vorteil, daß mit ihnen durch Auftragen oder Anstreichen auf das Modell spannungsfreie, gut sitzende Platten angefertigt werden können, die eine bessere Paßform haben als solche aus Heißpolymerisaten, denn die warmpolymerisierenden Kunststoffe machen beim Abkühlen von der Polymerisationstemperatur auf Zimmertemperatur eine Schrumpfung durch, die die Paßform der Prothese beeinträchtigt. Bei der Polymerisation bei niedrigen Temperaturen findet diese Schrumpfung nicht statt. Leider liegen die technischen Werte der Schnellpolymerisate noch erheblich unter denen der normalhärtenden, so daß man Prothesenbasen aus diesen Materialien nicht ohne Bedenken herstellen kann. In der kurzen Zeit, in der die Polymerisation stattfindet, können sich keine langen Reaktionsketten bilden, so daß der Polymerisationsgrad dieser schnellhärtenden Kunststoffe nur relativ gering ist und dadurch die technischen Werte auch recht tief liegen. Die neueren Materialien sollen aber den Warmpolymerisaten an Dauerbiegefestigkeit kaum noch nachstehen. Können die Kaltpolymerisate so verbessert werden, daß sie generell als Prothesenbasiswerkstoff verwendet werden könnten, so könnte dem Praktiker bei gleichen und zum Teil noch größeren Erfolgen die Arbeit sehr erleichtert werden.

Ein neues Anwendungsgebiet finden die selbsthärtenden Kunststoffe bei der direkten Modellierung von Gußarbeiten. Hierfür sind spezielle Materialien entwickelt worden. Die modellierten Arbeiten lassen sich, ohne sich zu verziehen, vom Modell abheben, sie lassen sich genau einprobieren und einartikulieren, so daß diese Werkstoffe die Modellierwachse schon bald verdrängen können.

Die schnellhärtenden Kunststoffe haben in der Zahnheilkunde ein weites Anwendungsgebiet gefunden. Wenn es den Herstellern gelingen sollte, diese Materialien vor allem in ihren physikalischen Eigenschaften weiter zu verbessern, so könnte die Methacrylate ihre führende Stellung noch weiter ausbauen, denn dann fielen manche Gründe weg, die die Methacrylatgegner immer wieder ins Feld führen, nämlich die geringe Bruchfestigkeit, die chemische Angreifbarkeit und die Schrumpfung während der Polymerisation und während des Abkühlens.

4. Die w e i c h b l e i b e n d e n Kunststoffe.

Die Eingliederung einer harten Prothesenbasis bedeutet für die Kieferschleimhaut eine unphysiologische Maßnahme. So

wurden schon recht frühzeitig Versuche gemacht, um die Schleimhaut durch eine Zwischenschicht aus weichem Material zu schützen, da hierdurch eine Abpufferung der auf Schleimhaut, Periost und Knochen auftreffenden Kräfte erreicht wird. Nach REHM (188) soll die weichbleibende Zwischenschicht die biologische Wirkung einer Platte auf Weich- und Hartgewebe verbessern, den Versuch einer Adaption unterstützen und beschleunigen, die Resorption des Alveolarknochens regultativ beeinflussen und eine gleichmäßige Verteilung der Kaudruckkräfte auch bei dünner und unterschiedlicher Schleimhautbedeckung ermöglichen.

Die Indikation dieser weichbleibenden Materialien ist nach HERRMANN (100 - 102) folgende:

1. als Puffersubstanz
   a. bei scharfem Kieferkamm, Knochenkanten, Exostosen
   b. bei geringer Resilienz der Schleimhaut
   c. bei oberflächlich liegenden Foramina (Foramen mentale, Foramen incisivum)
   d. zur Lagerung der Kunstzähne (künstliches Parodentium)
   e. zur Lagerung von Klammerschwänzen.
2. zur Verbesserung des Prothesenhaltes
   a. bei atrophischen Kiefern
   b. für Zahnfleischklammern
   c. bei untersichgehenden Stellen (paratubärer Raum, retromylohyoider Raum)
   d. zur Abdämmung (Ah-Linie, Radierungen z.B. bei der Adhäsionsbasis nach KUCK, Sublingualrolle)
   e. Für Randwülste
   f. zur Pilzverankerung bei Obturatoren

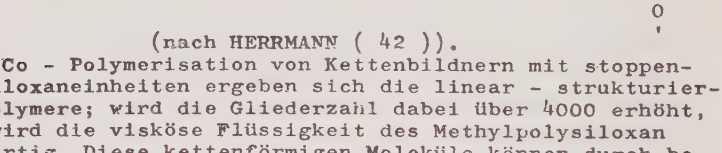
Weiterhin finden diese Materialien noch Verwendung für Gesichtsepithesen.

Die weichbleibenden Werkstoffe müssen mehrere Forderungen erfüllen. Hierzu gehören die Mundbeständigkeit, die Gewebsfreundlichkeit, eine gute Haftung am Prothesenmaterial, eine gute Elastizität und kein Nachlassen dieser Elastizität, eine gute Paßgenauigkeit, eine leichte Verarbeitbarkeit und Farbkonstanz.

Die ersten Versuche wurden mit weichem Leder gemacht, das sich aber mit Speichel und Speisereste vollsog und so unansehnlich und untragbar wurde. Dann folgte der weichbleibende Kautschuk (UNITAS - NOVO 51/94, IMPULSATOR - Kautschuk), der aber eine schlechte Haftfähigkeit am Basismaterial, außer am Kautschuk hatte, Die nächsten Präparate bestanden chemisch aus Polyvinylchloriden und Methacrylaten, denen die Weichmacher zugesetzt waren. Bei diesen Weichmachern unterscheidet man die sogenannte äußere

und innere Weichmachung. Die äußeren Weichmacher sind meist schwer flüchtige Ester, hauptsächlich Phthalsäure - Ester, die sich aber meist nur additiv und nicht chemisch mit dem Grundstoff verbinden. So werden diese Stoffe im Laufe der Zeit durch den Speichel ausgewaschen; dadurch härtet das Material nach und verliert seine gewünschten Eigenschaften in dem Maße, wie der Weichmacher gelöst wird. Die innere Weichmachung beruht darauf, daß Monomere verschiedener Acrylverbindungen, die allein polymerisiert, harte bezw. weiche oder flüssige Substanzen ergeben würden, als Co- oder Mischpolymerisate einen weich - elastischen Zwischenzustand erhalten. Durch die Co - Polymerisation, bei der die Monomergemische miteinander polymerisiert und nicht die verschiedenen Pulver gemischt werden, verschiedener Acrylate kann der Weichsheitsgrad in gewissen Grenzen geändert werden.

Die neuesten Materialien dieser Art sind sogenannte Silikone; hierbei handelt es sich um Polysiloxane mit äußerst beständigen kettenförmigen Siliziumverbindungen. Das Grundbauprinzip sind lange Ketten, bei denen sich Sauerstoff- und Siliziumatome abwechseln. Das Reaktionsvermögen dieser Stoffe ist an die freie Valenz des Sauerstoffatoms gebunden. So unterscheidet man monofunktionelle Stopper



(nach HERRMANN (42)).

Durch Co - Polymerisation von Kettenbildnern mit stoppenden Siloxaneinheiten ergeben sich die linear - strukturierten Polymere; wird die Gliederzahl dabei über 4000 erhöht, dann wird die viskose Flüssigkeit des Methylpolysiloxan gummiartig. Diese kettenförmigen Moleküle können durch bestimmte Vernetzer (Benzoylperoxyd oder zinnorganische Verbindungen) zu dreidimensionalen Makromolekülen verkettet werden, wodurch die mechanischen Eigenschaften gesteigert und die Materialien auch für die Zahnheilkunde geeignet werden. Andererseits können kettenbildende Siloxane mit trifunktionellen copolymerisiert werden; durch Einbau von Phenylgruppen wird auch hier eine innere Weichmachung erzielt.

Besondere Eigenschaften dieser Materialien sind wasserabstoßendes Verhalten, gute Wärmebeständigkeit, geringe bleibende Verformung, physiologische Unbedenklichkeit. Ein großer Nachteil ist die schlechte Haftung am Basismaterial, ein Mangel, der fast allen weichbleibenden Kunststoffen anhaftet. Die aus Acrylaten hergestellten Werkstoffe zeigen hier noch die besten Ergebnisse.

Diese Stoffe müssen in genügend dicker Schicht angebracht werden, die Modellseite ist gut zu isolieren, damit die Unterseite kaum auszuarbeiten und zu polieren ist, denn die Polierfähigkeit dieser weichbleibenden Kunststoffe ist schlecht. Wichtig ist die Grenzflächengestaltung zwischen hartem und weichem Material, das weichbleibende soll möglichst senkrecht zur Oberfläche mit dem harten Werkstoff abschließen.

Durch das bessere Anliegen eines weichbleibenden Werkstoffes an das Schleimhautrelief kann die Adhäsion und die Saugfähigkeit auf das Zwei- bis Neunfache gesteigert werden. Die Silikone mit ihrer wasserabstoßenden Eigenschaft verbessern aber die Adhäsion und damit den Sitz der Prothese nicht.

Die mechanischen Eigenschaften der weichbleibenden Kunststoffe sind gut. Sie besitzen eine gute Elastizität, eine gute Rückstellkraft, hohe Zerreißfestigkeit; die Wasseraufnahme hält sich in normalen Grenzen. Da das meiste Wasser intermolekular gelagert wird, bleiben Formveränderungen in klinischen erträglichen Grenzen. Die Haftung der weichbleibenden Werkstoffe am harten Basismaterial war bei den ersten Materialien sehr schlecht. Nach kurzem Tragen lösten sie sich von der Prothese ab, außerdem verloren sie relativ rasch ihre Elastizität durch das Herauslaugen des Weichmachers. Die neueren Produkte haben eine bessere Haftung, bei einigen besteht sogar die Möglichkeit einer chemischen Verbindung mit dem Basismaterial. Dies hängt aber davon ab, ob eine chemische Verwandtschaft zwischen den einzelnen Werkstoffen vorhanden ist. Weiterhin scheinen die neuesten Kunststoffe dieser Art durch die innere Weichmachung ihre elastischen Eigenschaften für längere Zeit zu behalten. Am besten haben sich die Co - Polymerisate und die Silikone bewährt, aber alle Materialien sind schwer zu verarbeiten. Manche lassen sich zusammen mit dem Basismaterial auspolymerisieren, andere brauchen aber einen spezifischen Arbeitsgang, so daß die Unterfütterung mit diesen Stoffen oder die Anbringung dieses Materials nicht auf einmal geschehen kann.

Neuerdings sind auch von diesen weichbleibenden Materialien Autopolymerisate auf dem Markt erschienen, die eine direkte Unterfütterung mit diesen Stoffen ermöglichen sollen.

Wenn die weichbleibenden Werkstoffe in ihren physikalischen und chemischen Eigenschaften weiter verbessert werden und ihre Verarbeitung erleichtert wird, so können sie ihre Anwendungsbereiche in der Zahnheilkunde wohl noch weiter ausdehnen, ihre Entwicklung ist bestimmt noch nicht abgeschlossen.

B. Die M E T A L L E .

Die in der Zahnmedizin verwendeten Metalle müssen als die allerwichtigste Eigenschaft die Korrosionsbeständigkeit aufweisen, d. h. sie dürfen durch die Einwirkung des Speichels nicht angegriffen werden. Diese Voraussetzung erfüllen zunächst fast alle Edelmetalle, an erster Stelle das Gold und seine hochkarätigen Legierungen, dann die Metalle der Platingruppe wie das Platin selbst und das Palladium. Weiterhin sind einige Silberlegierungen in diese Gruppe einzuordnen. Bei ihnen besteht allerdings die Möglichkeit, daß sie sich durch die Einwirkung von Schwefel braun bezw. schwarz verfärben, obwohl direkte Korrosionserscheinungen selten zu beobachten sind. Die Voraussetzung dafür ist natürlich, daß sich diese Legierungen nicht mit edleren oder auch unedleren zusammen in der Mundhöhle befinden. Als nicht geeignet haben sich Kupferlegierungen wie Messing und Bronze erwiesen.

Einige andere Materialien, die nicht zu den Edelmetallen zu rechnen sind, haben sich aber auch als mundbeständig gezeigt. Zu dieser Gruppe der Nichtedelmetalle möchte ich zuerst die nichtrostenden Stähle rechnen, die diese Eigenschaft aufgrund ihres Kristallgefüges besitzen. Dann gehören dazu die C h r o m - N i c k e l- und die C h r o m - N i c k e l - K o b a l t -Legierungen. Aber auch das Reinstaluminium und das Zinn haben ihre Mundbeständigkeit in vielen Fällen bewiesen; bei diesen Materialien soll das darauf beruhen, daß sich diese Metalle mit einer unlöslichen Oxydschicht überziehen.

Die Entwicklung der zahnärztlichen Metalle war den gleichen Bedingungen unterworfen wie die der Basismaterialien. Das Metall, das in der Zahnmedizin die weiteste Verbreitung fand, war das Gold aufgrund seiner hervorragenden Materialeigenschaften, weniger wegen seines Wertes. Es wurde zu Füllungen, Goldhämmer- oder Goldgußfüllungen, zu Kronen und Brücken, zu Basisplatten, zu Klammern und Schienen, zu orthodontischen Apparaturen usw. in seinen verschiedenen Legierungen verwendet. Die hervorstechendste Eigenschaft war wohl die absolute Mundbeständigkeit und damit die absolute Unschädlichkeit der hochkarätigen Goldlegierungen. Das reine Gold ohne einen Legierungsanteil erwies sich als zu weich, es war leichtzu deformieren und war auch nicht genügend abrieffest. Wegen der großen Duktilität wurde es zu Goldhämmerfüllungen verwendet. Andere Gebiete der Zahnheilkunde erforderten aber härtere Metalle; so wurden dem Gold andere Edelmetalle und auch Nichtedelmetalle zulegiert. Je nach dem Mischungsverhältnis und nach den Materialien, die man zusetzte, konnten die Eigenschaften der Goldlegierungen in

weitestem Maße verändert werden. Es stellte sich aber heraus, daß eine gewisse Prozentzahl an Edelmetallen notwendig war, um die Mundbeständigkeit aufrecht zu erhalten. Dieser Mindestgehalt an Edelmetallen macht ungefähr 75% aus, d. h. mindestens 3/4 der Legierung muß aus einem Edelmetall, Gold oder Platin bestehen, oder Gold und Platin zusammen müssen 75% der Legierung ausmachen. Durch Zusätze von Kupfer und Silber erhielt man weiche, niedrigschmelzende Legierungen, gleichzeitig ließ sich die Farbe durch diese Zusätze vom weißlich-gelb bis zum gelblich-rot verändern. Die Beimischung von Platin ergab harte, federnde, aber höherschmelzende Legierungen. Der Schmelzpunkt der gebräuchlichsten Goldlegierungen liegt zwischen ca. 850° - 1200° C bei den niedrigst- bezw. höchstschmelzenden. Dadurch sind die Goldlegierungen relativ einfach zu verarbeiten, mit einem normalen Leuchtgas - Luftgemisch können die Schmelztemperaturen erreicht werden. Eine weitere bedeutende Eigenschaft der besprochenen Metalle ist die durch Wärmebehandlung zu erzielende Verbesserung der Festigkeitswerte; diese Legierungen sind fast alle vergütbar. Als Nachteil dieser Edelmetallegierungen kann zunächst der hohe Preis, ein Gramm Gold kostet immerhin zwischen 5 DM und 6 DM, betrachtet werden. Weiterhin ist das hohe spezifische Gewicht in manchen Fällen etwas störend, ebenso die gelbe, auffallende Farbe. Aber diese Farbe ließ sich schon durch die Platinmetallzusätze ins Weißliche abändern.

Als um 1935 aufgrund des Vierjahresplanes des herrschenden Regimes der Goldverbrauch eingeschränkt werden mußte, traten zunächst die Spargolde in Erscheinung, Materialien, die immerhin noch zwischen 30 und 50% Gold enthielten. Um die Mundbeständigkeit des Metalles bei diesem Goldgehalt noch aufrecht erhalten zu können, wurde das Palladium, ein Platin-Metall zugesetzt. Es hatte sich nämlich gezeigt, daß ein Palladium -gehalt von mindestens 25% die entsprechende Legierung mundbeständig machte. Gerade die auf dieser Erkenntnis aufgebauten sogenannten weißen Edelmetallegierungen, die Palladium - Silber - und Palladium - Silber - Gold -Legierungen, bedeuteten in der ersten Zeit eine große Hilfe auf dem Edelmetallmarkt. Die ersten Materialien dieser Art waren allerdings schon um die Dreißiger Jahre herum auf dem Markt, sie sind also nicht aus der Not heraus geboren worden, ebenso wenig wie der rostfreie Stahl, der unter dem Namen W i p l a bereits im ersten Weltkrieg in die Zahlheilkunde eingeführt wurde. Aber zu der Zeit, als das Gold nicht mehr in genügender Menge zur Verfügung stand, füllten diese Materialien doch diese Lücke recht gut aus, und sie waren in hygienischer wie auch in gesundheitlicher Hinsicht einwandfrei. In diesen Rahmen gehört auch das von PREYERS in die Zahlheilkunde eingeführte Reinstaluminium.

In den Kriegsjahren, als weder Gold noch Palladium zur Verfügung standen, kamen einige Ersatzlegierungen auf den Markt

wie die Silber - Zinn- und Silber - Zinn - Antimon-Legierungen, die ihren Zweck in gewissen Beziehungen zwar erfüllten, sich aber als nicht ganz unbedenklich erwiesen. Die große Schwefelanfälligkeit des Silbers, die in relativ kurzer Zeit eine dunkle Verfärbung des Ersatzstückes hervorrief, war hierbei verantwortlich. Als Stiftmaterialien oder für Aufbauten unter Kunststoffkronen eigneten sich diese Legierungen aber recht gut. Vor allem das Vorhandensein mehrerer verschiedener Metallarbeiten im Munde eines Patienten führte zu elektrolytischen Erscheinungen, die diese Arbeiten im Laufe der Zeit zersetzten, vor allem dann, wenn sich eine wirkliche Edelmetallarbeit vorfand. Die Notzeiten in den letzten Kriegs- und ersten Nachkriegsjahren machten eine gerade durch die schlechten Ernährungszustände bedingten schlechten Gebißverhältnisse erforderliche gute zahnärztliche Versorgung in den meisten Fällen unmöglich. Edelmetalle konnten nur dann verwendet werden, wenn der Patient irgendeinen Schmuck opferte. Gerade in dieser Zeit blühte das Unwesen einiger gewisser Elemente, die ihre Messinglegierungen für horrende Preise an den Mann brachten und dabei nicht nur ihren Geldbeutel füllte, sondern auch die Gesundheit ihrer Opfer noch mehr schädigten, als dies durch die Zeitumstände ohnehin der Fall war. Auch noch nach der Währungsreform blühten die Geschäfte solcher Leute; aber der Aufschwung der Wirtschaft, die wieder mögliche Einfuhr von hochwertigen Materialien sorgten dann doch in recht kurzer Zeit für eine Säuberung des Marktes und für eine gute Versorgung der Zahnärzte mit Edelmetallegierungen. Die Aufhebung des Bewirtschaftungszwanges von Gold trug das ihre dazu bei, daß in der Zahnheilkunde auf dem Gebiete der Metalltechnik dieses Material wieder überwiegend verarbeitet wird. Die modernen Goldlegierungen bestehen aus Gold - Platin - Palladium im Gegensatz zu den früheren Gold - Kupfer - Silber-legierungen. Aber auch der rostfreie Stahl und die weißen Edelmetall - Legierungen werden noch verarbeitet, während die Silber - Zinn -legierungen und die Kupferlegierungen fast nur noch im Lehrbetrieb benutzt werden.

Anhand dieses geschichtlichen Überblickes der Entwicklung in den letzten Jahrzehnten wurden die einzelnen Gruppen der hauptsächlich verwendeten Legierungen aufgezählt. Ich möchte die Metalle so einteilen, daß ich die Materialien nach den Hauptbestandteilen der Legierungen gliedere.

Wir können also je nach dem vorwiegenden Legierungsgehalt unterscheiden zwischen

1. G o l d -Legierungen
2. P a l l a d i u m - S i l b e r -Legierungen
3. S t a h l -Legierungen
4. C h r o m - K o b a l t -Legierungen

5. A l u m i n i u m -Legierungen
6. S i l b e r - Z i n n -Legierungen
7. M e s s i n g -Legierungen.

Nun möchte ich die allgemeinen Eigenschaften der einzelnen Gruppen besprechen.

1. Die G o l d -Legierungen.

Das Gold war von jeher das Edelmetall, das sich bei den Menschen aufgrund seines Wertes großer Beliebtheit erfreute. So waren auch die ersten Zahnersatzarbeiten aus diesem Material wohl mehr wegen der Kostbarkeit als wegen seiner Eigenschaften angefertigt. Aber diese ersten Arbeiten zeigen, daß das Gold aufgrund seiner hervorragenden Eigenheiten für Zahnersatzarbeiten geradezu das ideale Metall war. Es besitzt zunächst eine fast absolute Mundbeständigkeit; dies muß ich dahingehend etwas berichtigen, daß die Mundbeständigkeit von der Verarbeitung abhängt, da bei unsachgemäßer Bearbeitung auch das Gold seine Korrosionsfestigkeit verlieren kann; bei richtiger Verarbeitung ist das Gold und seine hochkarätigen Legierungen aber wirklich mundbeständig. Zwar wurden schon in früheren Zeiten Versuche gemacht, andere, billigere Materialien in die Zahnheilkunde einzuführen, diese Versuche sind aber wegen der vielen Mängel, vor allem in bezug auf die Mundbeständigkeit bis auf wenige Ausnahmen gescheitert. Diese Ausnahmen beruhten aber mehr auf Zufällen als in der Auswertung wissenschaftlicher Erkenntnisse.

Die Anfertigung der früheren Goldarbeiten war recht schwierig und erforderte viel technisches Geschick. Die ganzen Apparaturen mußten gelötet werden, die Platten wurden geprägt, die Drähte mußten zum Teil erst selbst gezogen werden; aber die hervorragenden metallurgischen Eigenschaften des Goldes ließen diese Schwierigkeiten überwinden. Die Einführung des Schleudergusses in die Zahnheilkunde bedeutete für die Metallprothetik einen großen Fortschritt, vereinfachte er doch die Arbeit mit diesen Materialien sehr, und außerdem ermöglichte er die Durchführung mancher technisch schwieriger Ersatzarbeiten.

Der hohe Goldpreis veranlaßte die Hersteller, dem Gold Metalle beizumischen und so den Preis niedriger zu gestalten. Zunächst wurde Platin zugesetzt, das um die Jahrhundertwende noch billiger als Gold war. Aber selbst, als der Preis für das Platin stieg, wurden diese Gold - Platin -legierungen weiter hergestellt, da ihre Eigenschaften die des reinen Goldes bei weitem übertrafen.

Das reine Gold, das Feingold, hat ein spezifisches Gewicht

von 19,3 und einen Schmelzpunkt von 1083° C . Aber dieses Metall erwies sich als zu weich, es war zwar für Füllungen und Folien zu verwenden, stark belastete Brücken oder Prothesen mit Klammern konnten aber eben wegen dieser Biegsamkeit nicht hergestellt werden. So wurden dem Gold zu-

TABELLE über die Eigenschaften der EDELMETALLE

Metall	Spez. Gew.	Schmelzpunkt	Brinellhärte	Zugfestigk.	Dehnung	Farbe
Silber Ag	10,5	960,5	35	18	50	weiß
Gold Au	19,3	1063	20	18	43	gelb
Platin Pt	21,4	1773,5	50	18	40	bläul.weiß
Palladium Pd	11,9	1555	52	21	40	bläul.weiß
RhodiumRh	12,5	1966	110)	schwer ver-		bläul.weiß
IridiumIr	22,4	2454	172)	formbar		bläul.weiß
Ruthenium Ru	12,4	üb2400	220)	nicht ver-		graues Pulv.
Osmium Os	22,5	üb2500	-)	formbar(spröde)		graues Pulv.

(aus H. SCHLEGEL: Der Aufbau der Edelmetallegierungen in Dtsche. Stomatologie 10 H.1 S.13 1960)

nächst Silber und Kupfer zulegiert, was sowohl den Schmelzpunkt erniedrigte als auch die mechanischen Eigenschaften verbesserte. Der Zusatz von Platin erhöhte die Mundbeständigkeit, ebenso wirkte auch das Zusetzen des Platinmetalls Palladium. Beide Metalle setzten aber die Schmelztemperatur der Legierung herauf. Bei allen Legierungen mußte aber ein bestimmtes Verhältnis von Edelmetallen vorhanden sein, um die Mundbeständigkeit zu gewährleisten.

Um nun diese Eigenart verstehen zu können ist es notwendig, sich etwas mit den metallkundlichen Begriffen vertraut zu machen. Die Edelmetall - Legierungen bestehen aus mehreren Metallen, darunter auch Nichtedelmetalle, vor allem Kupfer. Gerade die früheren Legierungen waren auf einer Gold - Silber - Kupfer -Basis aufgebaut, während die modernen auf einer Gold - Platin - Palladium - Basis aufgebaut sind. Jedes Metall bildet nun beim Übergang von der Schmelze in den flüssigen Zustand Kristalle, in denen die Atome nach bestimmten Gesetzen regelmässig angeordnet sind. Sind mehrere verschiedene Metalle vorhanden, so können sich Mischkristalle bilden, d. h. einige Atome des einen Metalles werden durch Atome des anderen Metalles ersetzt. Eine Legierung

aus einem edlen und einem unedlen Metall ist dann noch mundbeständig, wenn soviel Atome des edlen Bestandteils vorhanden sind, daß sie die Atome des unedlen Anteils einhüllen und so vor einer Lösung schützen. Diese Angabe des Anteils müßte zweckmäßigerweise in Atom - Prozenten und nicht in Gewicht - Prozenten erfolgen.

Die Mundbeständigkeit und auch die mechanischen Eigenschaften einer Legierung hängen auch noch von der richtigen Bearbeitung und Verarbeitung ab. Kühlt man das Metall nach dem Schmelzen langsam ab, so haben die einzelnen Kristalle Zeit, sich zu großen Körnern zusammenzulagern, bei schneller Abkühlung bilden sich dagegen viele kleine Körner aus. Beim Überhitzen nimmt die Kornzahl einer so mißhandelten Legierung ab. Bei einer Kornzahl von unter 500 Körnern/mm^2 ist die Bildung von Schichtkristallen gegeben, bei unter 100 Körnern/mm^2 ist das Gefüge stets dendritisch. Großkristalline Güsse zeigen aber verminderte Festigkeitswerte und unzulängliche Verformbarkeit, außerdem führt die dendritische Struktur zu einem Anlaufen der Arbeit im Munde. Deshalb ist ein feinkörniges Gefüge erstrebenswert, und die heutigen Gold - Platin -legierungen zeigen im Gegensatz zu den früheren Gold - Kupfer - Legierungen ein sehr feinkörniges Gefüge, so daß auch bei stärkerer Überhitzung die Bildung von dendritischer Strukturen kaum zu befürchten ist.

Durch eine Wärmebehandlung läßt sich ein inhomogener Guß von dendritischer Struktur aber homogenisieren; wird er eine halbe Stunde lang bei 750° C geglüht, so erhält das Werkstück wieder eine feinkörnige homogene Struktur. Die mechanischen Eigenschaften der Legierungen lassen sich durch Bearbeitung verändern. Bei einer Verformung durch Walzen, Biegen usw. steigt die Härte und die Zerreißfestigkeit, die Dehnung nimmt ab. So kann man beim Biegen einer Klammer aus weichem Draht am Ende ein federhartes Halteelement lediglich aufgrund der Kaltverformung bekommen. Diese Effekte kommen durch Gefügeveränderungen beim Verformen zustande; die einzelnen Kristallkörner werden gestreckt und nehmen eine faserige Struktur an. Die Verformung vollzieht sich innerhalb eines Kristalls so, daß sich einzelne Bezirke des Raumgitters gegeneinander verschieben. Beim Glühen der im kalten Zustand verformten Gegenstände kehren die vorher vorhandenen Eigenschaften wieder, die faserige Struktur verschwindet, es bilden sich von einer bestimmten Glühtemperatur an neue Kristallite. Dieser Vorgang wird als Rekristallisation bezeichnet, als Glühtemperatur genügt im allgemeinen eine Temperatur von 700 - 750° C , die eine Minute lang gehalten werden sollte.

Während die Werkstoffe bei der Verformung niedrige Härte, niedrige Fließgrenze und hohe Dehnung besitzen sollten, ist für das fertige Werkstück eine hohe Festigkeit wünschenswert. Für geprägte Platten und gebogene Klammern verwendet

man deshalb aushärtbare - vergütbare - Legierungen, die durch ein nachträgliches "Anlassen" erhöhte Festigkeitswerte erhalten. Diese Eigenschaft hängt mit dem Aufbau der Mischkristalle zusammen. Beim Erhitzen auf eine mittlere Temperatur kann man bei den betreffenden Legierungen eine erhebliche Steigerung der mechanischen Eigenschaften erzielen, die Vergütungstemperatur ist bei den einzelnen Legierungen verschieden, sie liegt im Durchschnitt bei 400° C Beim Kaltverformen ist es recht wichtig zu wissen, ob eine Legierung vergütbar ist oder nicht. Beim Rekristallisieren müssen die aushärtbaren Legierungen sofort, d.h. bei Dunkelrotglut abgeschreckt werden, während die nichtvergütbaren langsam abgekühlt werden können; das langsame Abkühlen führt bei aushärtbaren Legierungen nämlich wieder zu einer Härtesteigerung.

Alle diese Eigenschaften machten die Goldlegierungen recht brauchbar für die Zahnheilkunde; die wohl wichtigste Eigenschaft für die Einführung in die Zahnheilkunde war aber der relativ niedrige Schmelzpunkt, der zwischen 800 und 1200° C liegt und es ermöglichte, daß diese Goldlegierungen ohne große Schwierigkeiten von jedem Zahnarzt in seinem Laboratorium verarbeitet werden können. Eine Schwierigkeit bei der Verarbeitung bildet die Eigenschaft der Legierungen, bei höheren Temperaturen entweder Gase aufzunehmen (beim Erhitzen mit der Lötpistole) oder Sulfide an der Oberfläche zu bilden (bei längerer Berührung mit der Einbettmasse). Wegen der Oxyd- oder Sulfidbildung ist die Möglichkeit des Angießens und des Lötens recht schlecht, und es mußte zu Hilfsmitteln gegriffen werden, um diese die Arbeit erschwerenden oder den Erfolg der Arbeit in Frage stellenden Eigenarten auszuschließen. Die Oxydbildung wurde durch sogenannte Flußmittel verhütet, meist Bor- und Fluorverbindungen; neuerdings wird ein Schmelzen und Löten in einer reduzierenden Atmosphäre in einem Graphittiegel propagiert. Zur Ermöglichung des Angießens wurden Legierungen entwickelt, die aufgrund ihrer chemischen Zusammensetzung und ihrer kristallinen Struktur nicht imstande sind, Sulfide oder Oxyde zu bilden.

Angußfähige Legierungen:

Legierung	Schmelz-interv.	Brinell-härte W	Brinell-härte V	Zerreiß-festigk. W	Zerreiß-festigk. V	Fließ-grenze W	Fließ-grenze V	Dehnung W	Dehnung V
Degulor i Kronenbl.	1180 -1070	70	-	31	-	19	-	45	-
Palliag W Kronenbl.	1180 -1080	49	-	30	-	12	-	47	-
Palliag W1 Kronenbl.	1155 -1060	60	-	35	-	15	-	40	-
E L D Stiftleg.	1170 -1085	118	202	47	74	22	62	42	20
Pt . Ir20% Stiftleg.	1850 -1800	230	-	77	-	69	-	11	-

(aus K. EICHNER: Leitfaden zahnärztlicher Werkstoffe und ihrer Verarbeitung Berlin 1960 Tab. 10 S. 192)

Aufgrund der verschiedenen Legierungsmöglichkeiten war es möglich, für fast jedes Fach der Zahnheilkunde ein entsprechendes Material zu entwickeln, so daß jede Aufgabe gelöst werden konnte. Für Goldhämmerfüllungen läßt sich das Feingold am besten verwenden, da es sehr duktil ist. Für Goldgußfüllungen eignet sich eine weiche Legierung, die es ermöglicht, einen feinen Federrand an die Kavitätenwände anzupolieren; außerdem ist diese weiche Legierung der physiologischen Abrasion besser angepaßt. Allerdings eignen sich aus diesem Grunde Feingoldeinlagen nicht so gut für stark belastete Inlays und Kauflächen. Für Kronen, Brücken, Schienen und Basisplatten bei skelettierten und auch totalen Prothesen sind harte Legierungen indiziert, während die federharten Legierungen Klammern, Drähten und Stiften vorbehalten sein sollten.

Die Goldlegierungen haben sich aufgrund ihrer chemischen, physikalischen und technischen Eigenschaften ihren Platz in der zahnärztlichen Metalltechnik erobert, und auch die vielen anderen Legierungen, die während der letzten zwanzig Jahre entwickelt wurden, haben es nicht erreicht, das Gold von seiner führenden Stellung zu verdrängen. Zunächst sind ihre Anwandungsbereiche kleiner, dann sind die mechanischen Eigenschaften nicht so variabel, und in den meisten Fällen ist die Be- und Verarbeitung längst nicht so einfach.

Über eine in den dreißiger Jahren entwickelte Legierungsart, die noch zu den Goldlegierungen zu rechnen ist, die sogenannten Blaß - oder Spargolde, wie sie aufgrund ihres reduzierten

Goldgehaltes genannt wurden, möchte ich hier kurz berichten. Diese Materialien enthalten zu ca. 50% Gold, außerdem ca. 10% Palladium, der Rest besteht aus Silber und Unedelmetallen. Wichtig war hierbei der Palladiumzusatz, weil gerade durch dieses Metall die Mundbeständigkeit wesentlich heraufgesetzt wird. Durch den geringeren Goldgehalt sind diese Materialien etwas blasser als hochprozentige Goldlegierungen, ihr spezifisches Gewicht ist niedriger. Ihre Eigenschaften stehen denen der normalen Goldlegierungen nicht viel nach, sie sind ebenso mundbeständig.

Die Mundbeständigkeit des Goldes wurde in den Jahren der Goldknappheit so ausgenützt, daß man Arbeiten aus unedlen Metallen oder mit einem ganz geringen Goldgehalt mit einer oberflächlichen Goldschicht versah, um die Arbeiten korrosionsfest zu gestalten. Durch Veredlungsverfahren sollte bei gewissen Metallen eine Anreicherung des Goldes an der Oberfläche der Arbeit erreicht werden. Dieser Goldschutz wirkte aber nur so lange, wie er unbeschadet den ganzen Zahnersatz oberflächlich bedeckte. Wurde im Laufe der Zeit die dünne Goldschicht durchgekaut, so kam es dann aufgrund des Nebeneinanderbestehens eines edlen und eines unedlen Metalles in unmittelbarer Nachbarschaft unter Mitwirkung des Speichels als Elektrolyt zu einer verstärkten Korrosion. Einen etwas anderen Weg zur Oberflächenbedeckung mit Gold ging die "DEGUSSA", die ein "Palliag-Frontgold" entwickelte. Die hieraus hergestellten Bleche in einer Stärke von 0,25 mm bestanden in 2/3 ihrer Dicke aus einer von den noch zu besprechenden Silber - Palladium -Legierungen und im restlichen Drittel aus einer 20-karätigen Goldlegierung. Die beiden Metalle waren aneinander geschweißt. Korrosionserscheinungen traten aufgrund der Mundbeständigkeit beider Materialien nicht auf. Hier war es also weniger der Schutz von Korrosion als vielmehr der kosmetische Effekt, der zu diesem Produkt führte. Alle diese Verfahren und Erzeugnisse verschwanden in dem Augenblick, in dem das Gold und seine hochkarätigen Legierungen wieder in genügender Menge für die Verarbeitung zur Verfügung standen.

2. Die S i l b e r - P a l l a d i u m -Legierungen.

Diese Gruppe hat in der zahnärztlichen Materialienkunde doch eine gewisse Bedeutung erlangt. Diese Stoffe wurden um die dreißiger Jahre entwickelt und waren bei der etwas später einsetzenden Goldknappheit ein guter Ersatz, soweit man in diesem Falle überhaupt von Ersatz sprechen kann. Aber dieses war auch nur so lange möglich, wie das Palladium in genügender Menge zur Verfügung stand. Als später dann das Gold wieder unbeschränkt auf dem Markte zu bekommen war, erhielt man auch Palladium in ausreichender Menge wieder und ebenso auch diese Legierungen. Jetzt wurde ihre Bedeu-

tung etwas geringer, für weniger wohlhabende Patienten werden Arbeiten aus diesem Material überwiegend angefertigt, da der Preis der Palladiumlegierungen etwa die Hälfte des Goldpreises beträgt.

Diese weißen Edelmetallegierungen bestehen zu 20 - 25% aus Palladium, 0 - 10% aus Gold und zu 65% aus Silber, der Rest besteht aus Kupfer und Zink. Die Mundbeständigkeit dieser Materialien wird durch die Eigenschaft des Palladiums, Mischkristalle zu bilden, gewährleistet. Manche Legierungen enthalten einen höheren Prozentsatz an Gold, die Farbe wird aber durch das Palladium bestimmt, 30% davon entfärben das Gold vollkommen.

Viele dieser Palladiumlegierungen haben aufgrund ihres Kristallgefüges, das dem der Platin - Goldlegierungen gleicht, auch die gleichen metallurgischen Eigenschaften. So lassen sie sich homogenisieren, rekristallisieren, vergüten; durch Kaltverformung lassen sich die technischen Werte erhöhen. Diese Legierungen erstarren aber beim Übergang aus der Schmelze grobkörniger und meist dendritisch. Deshalb ist ein Homogenisieren hier notwendiger als bei einer feinkörnigen Platin - Goldlegierung, es geschieht in diesem Falle durch ein einstündiges Glühen bei 900° C .

Der Schmelzpunkt des Palladiums liegt bei 1550° C, das spezifische Gewicht beträgt 12. Durch Legierung mit anderen Metallen konnte der Schmelzpunkt wesentlich herabgesetzt werden, vor allem der Goldgehalt wirkte sich hier vorteilhaft aus. Außerdem wurde durch diesen Goldzusatz die Farbbeständigkeit verbessert, da die Palladium - Silberlegierungen gerade bei ihrer Einführung in die Zahnheilkunde nicht anlaufbeständig waren. Sie waren zwar korrosionsfest, aber der hohe Silbergehalt führte bei längerem Tragen im Munde zu schwärzlichen Verfärbungen, bedingt durch die Sulfidbildung bei Berührung mit Schwefel. Bei unsachgemäßer Bearbeitung wie zu langem Erhitzen von Kronenringen in der Gußmuffel oder zu langem Schmelzen von Gußmetall im Gußtrichter kann die Reduktion des Gipses zur Bildung von Silber- und Palladiumsulfiden führen, die sowohl Verfärbungen als auch Schädigungen des Gefüges und somit Versprödung und Verschlechterung der anderen mechanischen Eigenschaften bedingen können. Diese Schwefelschädigungen lassen sich weitgehend vermeiden, wenn das Vorwärmen der Gußmuffel in einem elektrisch beheizten Ofen vorgenommen wird. Außerdem dürfen keine Einbettungsmassen benutzt werden, die Kohlenstoff enthalten; dieser führt, auch bei nicht ganz ausgetriebenen Wachsresten, ebenfalls zur Reduktion des in der Einbettungsmasse enthaltenen Gipses.

Aufgrund des höheren Schmelzpunktes muß die gesamte Wärmebehandlung wie Weichglühen, Homogenisieren und Vergüten

auch bei höheren Temperaturen vorgenommen werden als bei den Goldlegierungen. So liegt die Rekristallisationstemperatur bei 850 - 900° C, die Homogenisierungstemperatur bei 900° C. Beim Vorwärmen und Gießen ist darauf zu achten, daß die Werkstücke und das Material nicht zu lange erhitzt werden; vor allem beim Angießen ist es wichtig, die richtige Zeit und auch die richtige Temperatur einzuhalten, da es sonst an dem Teil, an den angegossen werden soll, zu Sulfidablagerung kommt, die eine innige Verbindung mit dem Angußmaterial verhindern. Somit entsteht ein Spalt, der zum Anlaß einer Verfärbung im Munde werden kann, ganz abgesehen davon, daß die Festigkeit der Verbindung zwischen den beiden Teilen nicht ausreichend ist. So soll in diesem Falle die Muffel nicht über 700° C erhitzt werden.

Da die Palladiumlegierungen nicht so leichtflüssig sind wie die Goldlegierungen und sie außerdem höhere Schmelztemperaturen erfordern, ist auf richtige Gestaltung des Gußobjektes und auf richtige Einbettung großer Wert zu legen. So sind wenige dicke und kurze Gußkanäle wichtig, die an der dicksten Stelle des Gußobjektes angebracht sein sollen, scharfe Abknickungen zwischen Gußkanal und Gußobjekt sind zu vermeiden. Ein verlorener Kopf sollte grundsätzlich angebracht werden, um die Kontraktion des Metalles beim Erstarren auszugleichen und so eine Lunkerbildung hintanzuhalten.

Diese weißen Edelmetall-Legierungen liegen auch in mehreren Härtegraden vor, die, jeder für sich, eine bestimmte Indikation haben, insgesamt aber für alle in der Praxis vorkommenden Fälle geeignet sind. Weiche Legierungen eignen sich für Inlays und Kronendeckel, härtere sind für Brücken und Gaumenplatten bestimmt, während die federharten Materialien für Bügel, Klammern und Drähte geeignet sind.

Die Palladium - Silberlegierungen sind, abschließend betrachtet, Materialien, die wegen ihrer chemischen und physikalischen Eigenschaften als Zahnersatzwerkstoff gut geeignet sind und wegen ihres niedrigen Preises in vielen Fällen doch angewendet werden. Die Verarbeitung ist nicht ganz so einfach wie die der Goldlegierungen. Die technischen Werte der Spezial - Goldlegierungen erreichen sie nicht.

3. Der r o s t f r e i e S t a h l .

Der rostfreie Stahl - auch Edelstahl - hatte in der Industrie schon längere Zeit seine Anwendung gefunden, aber erst einige Jahre später gelang es, diese Materialien für die Zahnheilkunde zu erschließen. Es werden gerade auf diesem Fachgebiet auch noch andere Werkstoffe, die Chrom -

Nickel - und Chromkobalt -Legierungen als Stähle bezeichnet; ich möchte mich an die Einteilung halten, daß ich als Stahl nur die eisenhaötigen Legierungen bezeichne, während die anderen Legierungen ja eisenfrei sind. So nehme ich auch eine Trennung der beiden Stoffgruppen vor.

Der rostfreie Stahl, die von der Firma KRUPP im Jahre 1912 entwickelte V2A Legierung (V2A = Versuchsreihe 2 mit Austenit -gefüge), wurde im Jahre 1919 zuerst von HAUPTMEYER in die Zahlheilkunde eingeführt. Zunächst war dieses Material nur als Goldersatz gedacht, es hat sich aber später als vollwertiges Material erwiesen und vor allem in der Plattenprothetik eine weitere Verbreitung gefunden. Hauptsächlich werden die Edelstähle als Basisplatten in Blechform, als Bügel und Klammern sowie für kieferorthopädische Regulierungsapparate in Band- und Drahtform verwendet. Ihre Verarbeitung geschieht fast ausschließlich durch Kaltverformung.

Die Stähle, die in der Zahnheilkunde Verwendung finden, sind Chrom - Nickel -stähle, das Grundelement ist Eisen. Der V2A -Stahl enthält 18% Chrom und 8% Nickel. Unter dem Begriff "Stahl" versteht man ein Eisen mit einem geringen Kohlenstoffgehalt, der bei den auf unserem Fachgebiet verwendeten Legierungen bei o,o6 - o,o8% liegt. Eisen und Kohlenstoff bilden hierbei einen homogenen Mischkristall, den Austenit. Durch die Zusätze von Nickel und Chrom wird der Stahl "veredelt", wobei der Nickelanteil das austenitische Gefüge stabilisiert und das Tiefziehvermögen erhöht; durch den Chromzusatz wird der Stahl säurefest, nichtrostend und somit korrosionsbeständig. Man glaubte zunächst, daß sich der Chrom - Nickel -Stahl im Munde mit einer Oxydschicht überziehe und daß dadurch die Korrosionsfestigkeit zustande kommt. Heute nimmt man dagegen an, daß durch einen besonderen Kristallaufbau im Chrom - Eisengefüge die Mundbeständigkeit bedingt ist.

Diese Chrom - Nickel -Stähle besitzen hervorragende Eigenschaften: sie sind hart und fest und haben hohe Dehnungswerte. Durch Kaltverformung lassen sich die mechanischen Werte noch erheblich steigern. Durch Wärmebehandlung sind aber die Edelstähle nicht zu "vergüten". Um eine Versprödung des Materials beim Kaltbearbeiten zu vermeiden, ist eine Rekristallisation durch Weichglühen bei einer Temperatur von 1100 - 1150° C notwendig.

Bei der Verarbeitung dieser Edelstähle ist zu beachten, daß die Chrom - Nickel -Stähle eine "kritische" Temperatur besitzen. Wenn diese Temperaturen, die zwischen 500 - 900° C liegen, längere Zeit einwirken, so kommt es zu Molekülverschiebungen, wobei es zu einer Änderung des austenitischen Gefüges kommt, so daß der Eisenkristall kohlenstoffärmer wird. Das Chrom mit seiner besonderen Affinität zum Kohlen-

stoff bildet nun mit diesem Chrom - Karbide, die sich interkristallin abscheiden. Dadurch wird das Gefüge inhomogen, der Stahl wird spröde. Außerdem wird die Korrosionsfestigkeit durch die Verringerung des Chromanteils herabgesetzt. Man muß also bei der Wärmebehandlung diesen Temperaturbereich recht schnell durchlaufen, um eine Schädigung des Stahls zu vermeiden. Durch Erhöhung des Nickelanteils sowie durch Zusätze von Niob, Tantal und Titan kann das Gefüge bei weiterer Herabsetzung des Kohlenstoffgehaltes verfestigt werden, so daß sich dieser kritische Temperaturbereich nicht mehr schädigend auswirkt.

Die Stahllegierungen lassen sich zu Basisplatten, zu gezogenen Kronen und zu Klammern und zu kieferorthopädischen Apparaturen verarbeiten. Das spezifische Gewicht beträgt ungefähr die Hälfte von dem der Goldlegierungen, was sich bei totalen Oberkieferplatten bemerkbar macht. Durch den niedrigen Preis des Materials haben sich gerade auf dem Gebiete der Plattenprothetik die Stahllegierungen weitgehend durchgesetzt. In der Sozialpraxis werden Stahlklammern und Stahlbügel fast ausschließlich verarbeitet.

Die Nachteile des Materials zeigen sich vor allem beim Verarbeiten; die Eigenschaften des Stahls, sich durch Wärmebehandlung nicht vergüten zu lassen, machen eine Lötung oder eine Schweißung recht problematisch. Durch das Kaltverformen ist eine Härtesteigerung eingetreten, die in den meisten Fällen sehr erwünscht ist. Wird nun das Löten durchgeführt, so werden die Rekristallisationstemperaturen erreicht und die Härte geht verloren, die auch durch Bearbeitung, wie z. B. Klopfen mit dem Holzhammer, nicht mehr erreicht werden kann. Bleibt man aber mit der Temperatur unter der Rekristallisationstemperatur, so kommt man zu nahe an den Bereich der kritischen Temperatur. Außerdem muß mit einer kohlenstoffarmen Flamme gearbeitet werden, um eine Aufkohlung des Stahls zu vermeiden.

Um die hervorragenden Eigenschaften des Materials auch auf andere Gebiete ausdehnen zu können, wurden Gußlegierungen auf Chrom - Nickel - Stahl-Basis entwickelt, die aber doch durch die Chrom - Kobalt - und Chrom - Kobalt - Nickel -Legierungen weitgehend verdrängt wurden. Durch Zusätze von Bor und Silizium wurde der Schmelzpunkt des Stahls herabgesetzt, durch Erhöhung des Nickelanteils konnte die Schmelze dünnflüssiger gemacht werden. Das Gefüge ist nach dem Guß grobkörnig, eine Härtung ist weder durch mechanische Bearbeitung noch durch Vergütung möglich. Ihre Anwendung beschränkt sich heute, falls diese Chrom - Nickel -Gußstähle überhaupt noch verarbeitet werden, auf die Herstellung von Schutzplatten, Kronendeckeln oder Brückenzwischengliedern, also auf massive Teile, die dem Kaudruck ausgesetzt sind und daher auch relativ weich sein dürfen. Diese Gußmaterialien müssen sehr schnell

und bei kohlenstoffarmer Flamme geschmolzen werden, am besten eignet sich ein Wasserstoff - Sauerstoffgemisch dazu (Knallgas-Gebläse). Ein Nachteil beim Gießen ist die große Kontraktion des Metalles, die ca. 2,4% beträgt im Gegensatz zu den Gold- und Palladium-Legierungen mit 1,6%. So mußten neue Einbettungsmassen entwickelt werden, die mit ihrem Expansionsgrad die Kontraktion des Metalles kompensieren konnten. Die Chrom - Nickel - Stahl -Gußlegierungen sind die Vorläufer der Chrom - Kobaltlegierungen zu bezeichnen, und sie sind auch von diesen in ihrer Anwendung stark eingeschränkt worden.

4. Die K o b a l t - C h r o m -Legierungen.

Bereits im Jahre 1908 beschrieb TAMMANN die ungewöhnliche Härte und Sprödigkeit von Kobalt - Chrom -Legierungen. Durch kleinere Modifizierungen entwickelten amerikanische Forscher aus dieser Grundlegierung das "Vitallium" und erarbeiteten in den Jahren 1929 - 1932 dafür auch eine entsprechende Verarbeitungsmethode.

Die reinen Kobalt - Chrom -legierungen bestehen zu 90% aus diesen beiden Komponenten im Verhältnis 2 : 1 . Diese Metalle bilden ein homogenes austenitisches Gefüge, die erhöhte Mundbeständigkeit ist durch den größeren Chrom - Anteil im Gegensatz zu den Chrom - Nickel -Stählen bedingt. Daher sind diese Materialien äußerst gewebsfreundlich, weshalb sie sich nicht nur in der Prothetik, sondern auch in der Chirurgie als Implantate Verwendung finden. Die Härte der Legierungen wird durch eine besondere Kristall-Gitterform des Kobalts bedingt, das sich beim Abkühlen nach dem Schmelzen in eine hexagonale Phase umwandelt. Ein Molybdän - Zusatz dient zur Stabilisierung des Gefüges bei unterschiedlichen Gußbedingungen. Durch Zusätze weiterer Elemente lassen sich die Eigenschaften in gewissen Grenzen verändern. So bewirkt Kohlenstoff durch die Chromkarbidbildung eine Steigerung der Härte, Silizium eine Festigkeitssteigerung, Mangan eine Steigerung der Dehnung usw. Durch Zusatz besonderer Elemente konnte man aber hauptsächlich eine Kornverfeinerung erzielen, was sich in einer Verbesserung der mechanischen Werte auswirkt. So ist die Härte optimal auf Werte von 320 bis 370 kg/mm^2 gesteigert worden. Dabei ist die Sprödigkeit auf ein Minimum reduziert worden. Die Zugfestigkeit beträgt 80 - 90 kg/mm^2 bei einer Dehnung von 10%, die ein nachträgliches Aktivieren und kleinere Korrekturen an Klammern im Munde erlaubt.

Bei den Kobalt - Chrom - Nickel -Legierungen ist der Kobalt-Anteil zum Teil durch Nickel ersetzt worden. Dadurch sind diese Materialien sehr viel weicher, weil die hexagonale

Kobaltumwandlung nicht mehr eintritt. Durch einen Beryllium -Zusatz werden diese Legierungen aber vergütbar, so daß dann die Werte der Kobalt - Chrom -Legierungen wieder erzielt werden können. Außerdem wird durch diesen Beryllium -Anteil der Schmelzpunkt erniedrigt.

Durch den hohen Kobaltgehalt sind die Kobalt - Chrom - Legierungen besonders feinflüssig. Dadurch werden selbst die feinsten Modellierungen ausgeflossen. Selbst totale Prothesenbasen können in einer Stärke von 0,4 mm angefertigt werden. Die Prothesenelemente können deshalb auch in einer Zierlichkeit hergestellt werden, wie es nicht einmal bei den Edelmetallen gegeben ist. Die Härte und Festigkeit, vor allem aber die Elastizität ist nämlich sogar der der Platingolde überlegen.

Die Verarbeitung machte aufgrund der großen Kontraktion beim Abkühlen, ca. 2,4%, zunächst recht große Schwierigkeiten, bis Einbettungsmassen entwickelt wurden, die sowohl dieser Tatsache als auch den hohen Schmelztemperaturen der Legierungen, der zwischen 1350° und 1620° C je nach Zusammensetzung liegt, gerecht wurden. Hierbei haben sich Massen auf Silikat - Äthylbasis besonders bewährt. Aufgrund der verschiedenen Schmelzpunkte der Legierungen muß praktisch die Einbettungsmasse für jeden Werkstoff einzeln eingestellt werden, wobei Mischungsverhältnis und Körnung der Masse und Vorhärtungs- und Vorwärmtemperatur zu beachten sind.

Kleinere massive Teile können in freier Einbettung gegossen werden, wie z. B. Kronendeckel, Brückenzwischenglieder u.ä. - Feinere Teile und größere Arbeiten wie Einstückprothesen werden aber zweckmässig im Modellguß verarbeitet, d. h. das Wachsmodell wird auf einem Arbeitsmodell aus Einbettungsmasse gearbeitet und mit diesem gleich in eine Gußform gegeben. Zum Schmelzen ist entweder ein Acetylen - Sauerstoff -Gemisch mit einer Temperatur von 3800° C oder eine elektrische Induktionsschmelzanlage erforderlich, das Gußmetall muß sofort nach dem Schmelzen vergossen werden, um ein Überhitzen des Materials zu vermeiden.

Diese Kobalt - Chrom -Legierungen sind im großen und ganzen nur Gußmaterialien. Es ist aber gelungen, auch Drahtmaterial herzustellen, das sich durch hohe Festigkeit und gleichzeitige große Dehnung auszeichnet. Dieses Material wird im halbharten Zustand geliefert und erfährt schon durch geringe Kaltverformung seine größte Härte; diese Drähte lassen sich aber auch bei Temperaturen von 1000° - 1200° C weichglühen, "lösungsglühen"; darunter ist nicht nur eine Rekristallisation zu verstehen, sondern es tritt zugleich eine Lösung ausgeschiedener Carbide oder anderer intermetallischer Verbindungen im homogenen Mischkristall ein. Bei schnellem und

sauberem Löten verlieren diese Drähte aufgrund des hohen Schmelzpunktes nur ganz unwesentlich an Härte, so daß auch kleinere Nachlötungen möglich sind.

Die Kobalt - Chrom -Legierungen haben sich besonders bei gegossenen skelettierten Einstückprothesen bewährt. Diese sind mit diesen Werkstoffen sehr zierlich zu gestalten, so daß sie vom Patienten kaum störend empfunden werden. Da die Legierungen außerdem noch recht preisgünstig sind, ist es auch in der gehobenen Soxialpraxis möglich, den Patienten solche rationalisierten grazilen Prothesen einzugliedern. Gerade bei recht zierlichen Gaumenplatten ist aber für eine starre Abstützung zu sorgen, was aber aufgrund der hohen mechanischen Werte dieser Legierungen in kleinsten Dimensionen möglich ist. Kronen und Brücken sollten aus diesen Materialien, solange uns Edelmetalle in genügender Menge zur Verfügung stehen, nicht angefertigt werden. Sie haben sich zwar auch hier bewährt, ihre Verarbeitung bereitet aber infolge der Härte und des hohen Schmelzpunktes große Schwierigkeiten; Mängel des Gefüges, Schwierigkeiten beim Löten und Gießen lassen hier einen Vergleich mit den Edelmetall-Legierungen nicht zu.

Gruppeneinteilung und Zusammensetzung der Cr-Ni-, Co-Cr- und Co-Cr-Ni-Werkstoffe

Gr.	WERKSTOFFE Name	Vertrieb	C %	Fe %	NI %	Cr %	Co %	Mo %	Si %	Mn %	Sonstige Zusatzelemente in %
Draht und Blech Cr - Ni - Werkstoffe	V2A - Wipla	Krupp		74	8	18					
	Supra-Wipla	Krupp		72	10	18					Ti,Nb,Ta im Fe
	Remanit 1880W	Dentaurum		73	9	18					
	Remanit 1880fh	Dentaurum		75	7	17			0,4	0,5	
	Resta	Renfert		74	8	18					
	BH 3	Huber Krhe		74	8	18					
	Pontica Bl	Pont.Labor		74	8	18					
	Contracid	Heraeus		14	58	15	3	3		2	W 5
Guss - Legierungen Co - Cr	Witex	Krupp		56,5	23	18			2	0,5	
	Remanit Gw	Dentaurum		9,7	65	23			2	0,3	
	Pontica BH 3	RL 120 uam			ähnliche Zusammensetzung						
	Vitallium	Austenal	0,4	0,7		30,8	62,5	5,1	0,3	0,5	
	Wisil	Krupp	0,35	0,5		27,0	66,2	4,5	0,4	1,0	
	Remanit G fh	Dentaurum	0,4	1,6		28,0	65,0	4,5	0,2	0,3	
	Wironit G	Bremer G.	0,4	1,1		27,7	64,4	5,1	0,7	0,3	Al 0,3
	Resillium	Renfert	0,5	0,5		31,0	62,5	4,6	0,5	0,3	
	Durallium	amerikan.	0,35	0,94	0,5	27,4	59,0	10,1	0,5	0,1	W 0,9 Ti 0,05
	Nobilium	"		0,1		28,3	65,6	4,2	0,3	0,3	W 1,0
	Niranium	"	+	+	+	29,4	61,2	6,5	+	+	+ = Spuren insg. = 3% der Zusetz.
Draht Co-Cr-Ni	Ticonium normal)	amer.	0,2		37,5	27,4	28,7	4,0	0,2		Be 1,2 Al 0,2
	Ticonium 1955 (				20	22	44	7			Mg3 Be0,8 Cu 3,5
	Wiptam	Krupp	0,1		24,4	28,3	45,5		1,1	0,7	
	Redur	Dentaurum	0,12	1,9	24,0	27,0	46,0		0,4	0,5	

(Aus K. EICHNER: Leitfaden zahnärztlicher Werkstoffe und ihrer Verarbeitung. Berlin 1960 Seite 261)

Eigenschaften der Cr - Ni-, Co - Cr- und Co - Cr - Ni - Werkstoffe

	Werkstoff	Schmelzpunkt in °C	Streckgrenze kg/mm²	Zugfestigkeit kg/mm²	Brinellhärte kg/mm²	Dehnung %	Spez. Gewi.
A	Cr-Ni-Stähle f.Kaltbearb. Zust.weich		20 - 30	60 - 70	130 - 140	40 - 60	
B	Cr - Ni - Guss-legier.						7,8 - 7,9
	Witex	1350		50	120	15	
	Remanit Gw.	1220		60	160	26	
	Co - Cr - Guss-legier.						
	Vitallium	1426	63	89	365	10	
	Wisil	1425	61	90	340	8	
C	Remanit Gfh	1380		120	340	8	
	Wironit G	1370		90	330	5	
	Resillium	1390	61	87	350	10	
	Durallium	1627	61	78	300	12	
	Nobilium		31	91	304	5	
	Niranium	1400	58	81	350	9	8,0 - 8,4
	Co - Cr - Ni-Guss-legier.						
D	Ticonium norm.	1350		Gusszust. 220-240 vergütet 390-410			
	Ticonium 1955	1290	68	88	300	7	
	Co - Cr - Ni-Drähte						
E	Wiptam lösungsgeglüht		68	90	-	55	
	halbhart		85	120	320	40	
	Redur halbhart		90	130	320	40	

(Aus K.EICHNER: Leitfaden zahnärztlicher Werkstoffe und ihrer Verarbeitung. Berlin 1960 Seite 205)

5. Die A l u m i n i u m -Legierungen.

Das Aluminium fand kurz nach dem ersten Weltkrieg seine Einführung in die Zahlheilkunde. Die Versuche, gerade mit diesem Metall auf diesem Gebiete zu einem Erfolg zu gelangen, wurden durch Beobachtungen ausgelöst, die an Aluminiumprothesen gemacht wurden, die 40 Jahre lang ohne Veränderungen getragen wurden. Hierbei hat es sich zweifellos um zufällige Erfolge gehandelt, die aber die wissenschaftliche Zahnheilkunde gerade in den Notzeiten (Inflation - Krieg) nicht ruhen ließen.

Die Versuche mit diesem Metall schlugen so lange fehl, wie es nicht möglich war, dieses Material in genügender Reinheit darzustellen. Erst mit dem Reinstaluminium ließen sich ansprechende Ergebnisse erzielen. Dieses Material ist sehr leicht, duktil und einfach zu verarbeiten. Durch einen Oxydfilm, der die Oberfläche einer solchen Arbeit im Munde sofort überzieht, wird eine genügende Korrosionsbeständigkeit erzielt. Auch bei Vorhandensein anderer Metalle im Munde, auch bei Amalgam sollen sich keine Auflösungserscheinungen zeigen. Dieses Reinstaluminium war vor allem für Gußfüllungen gedacht, wozu es aufgrund seiner Duktilität zum Anpolieren der Ränder gut geeignet war und weil es eine Abrasionsfestigkeit besaß, die der physiologischen recht nahe kam. Bei der Einführung des Aluminiums in die Zahnheilkunde hat sich PREYERS große Verdienste erworben.

Um die mechanischen Werte günstiger zu gestalten, wurden dem Aluminium zunächst Kupfer, Zink, Eisen, Nickel oder Chrom in geringen Mengen zulegiert. Dadurch erhielt das Material außerdem eine leichtere Verformbarkeit und eine gute Gußfähigkeit. Diese Legierungen mit Schwermetallen erwiesen sich aber als nicht mundbeständig und waren aus diesem Grunde für die Zahnheilkunde ungeeignet. Legierungen mit Magnesium-, Mangan- oder Silizium-Zusatz brachten aber gute Erfolge und zeichneten sich auch durch eine genügende Mundbeständigkeit aus. So erhielten die Aluminiumlegierungen durch das Silizium eine große Festigkeit, die sie auch für Aufbißschienen und -kappen und für große doppelapproximale Gußfüllungen geeignet erscheinen ließ. Ein Nachteil dieses Silizium-Zusatzes ist eine erhöhte Bruchgefahr bei dünnen Stücken und eine schlechte Polier- und Eloxierfähigkeit. Durch den Mangan -Zusatz bekamen Aluminium -Legierungen eine größere mechanische Festigkeit bei gleicher Korrosionsbeständigkeit wie beim Reinstaluminium. Durch einen geringen Titan -Zusatz läßt sich auch beim Aluminium eine Kornverfeinerung erreichen.

Die Aluminium -Legierungen waren hauptsächlich für Inlays und Aufbauten und für totale Oberkieferplatten geeignet. Bei den Inlays war gerade die Duktilität ein Vorteil, bei

den Platten wirkte sich das geringe spezifische Gewicht und die Weichheit des Materials, die es gestattete, Ventilränder und Abdämmungen z. B. an der Ah - Linie auch aus diesem Metall zu gestalten, vorteilhaft aus. Die Duktilität des Aluminiums ermöglichte auch die Anfertigung von Aufbißschienen und schiefen Ebenen; aber auch unterspülbare Brücken und partielle Platten wurden aus den Aluminium -Legierungen angefertigt, wobei die mechanischen Eigenschaften durch Stahlstifte und Stahlbügel, die sich in das Aluminium eingießen ließen, erhöht werden konnten. Bei genügender Retention hafteten auch Kautschuk und Kunststoffe gut an diesem Material; die Haftung von Stahlklammern und Stahlbügeln war ebenfalls recht gut, da sich das Aluminium an diese Werkstoffe angießen läßt.

Die Verarbeitung dieser Aluminium -legierungen ist recht einfach, Spezialapparaturen waren nicht erforderlich. Das Material hat nur eine geringe Gußkontraktion und fließt relativ leicht, so daß mit dünnen, aber mehreren Gußkanälen gearbeitet werden konnte. Der Schmelzpunkt dieser Legierungen liegt je nach der Zusammensetzung bei 520° - 560° C als obere Grenze. Das Metall wird am zweckmässigsten indirekt und nur wenig über die Schmelztemperatur erhitzt und dann in eine zimmerwarme Gußform gegossen, um eine schnelle Erkaltung des Metalls zu erreichen. Dies ist deshalb wichtig, weil es sonst innerhalb des Metalls zu einer Wasserstoffabscheidung kommen kann, die den Guß in Form von Blasen und Lunkern schädigt. Das Flußmittel hat hierbei auch eine große Bedeutung, da es die Aufgabe hat, Wasserstoff zu binden und einen neuen Zutritt aus der Ofenatmosphäre zu vermeiden; das Flußmittel darf aber keine Schwermetalle enthalten.

Diese Aluminium -legierungen lassen sich auch zu Platten stanzen oder zu Ringen ziehen, aber sie lassen sich nicht löten und nur sehr schwer schweißen. Deshalb sind größere Stücke am zweckmässigsten im Einstück-gußverfahren anzufertigen, wobei sich ja Stahlelemente mitverwenden lassen. Zur Verbesserung der mechanischen Eigenschaften und der Korrosionsfestigkeit kann man die Aluminium -legierungen sogar vergüten. Dazu werden sie 15 Minuten bei 550° C geglüht, dann in kaltem Wasser abgeschreckt und danach werden sie zwei Stunden lang bei 180° C "angelassen".

Die Farbe dieser Legierungen ist silberweiß, am unauffälligsten ist das Material im unpolierten Zustand. Das Metall läßt sich aber auch leicht polieren, außerdem ist für die Aluminium -legierungen ein Oberflächenveredelungsverfahren angegeben worden, das sogenannte Eloxal - Verfahren.

Die Korrosionsfestigkeit wird hauptsächlich durch den Oxydfilm gewährleistet, der das Material sozusagen inaktiviert. Auch im Kontakt mit anderen Metallen sollen diese Aluminium

Legierungen mundbeständig sein, nur sollte eine Berührung mit frischem Amalgam vermieden werden, da in diesem Falle dann doch Schädigungen auftreten sollen.

Diese Legierungen haben sich als Ersatzlegierungen in Notzeiten doch ganz gut bewährt. In dem Augenblick, als die Edelmetall -Legierungen aber wieder zur Verfügung standen, ist es um sie still geworden, und so sind sie vom Marke wieder verschwunden, das gleiche Schicksal, das auch den jetzt noch zu besprechenden Legierungen widerfahren ist, wobei diese aber aufgrund ihrer Billigkeit noch eine gewisse Bedeutung für den Lehrbetrieb besitzen, da ihre manchmal recht schwierige Bearbeitung eine gute Übung und ein sicheres Einarbeiten mit Metallen bedingt, die dann wieder leichter zu verarbeiten sind.

6. Die S i l b e r - Z i n n -Legierungen.

In diese Gruppe gehören Legierungen, die ebenfalls als Ersatzmetalle zu bewerten sind und die zum Teil schon nach dem ersten Weltkrieg entwickelt wurden. Aufgrund des Edelmetallmangels in den Vorkriegs-, Kriegs- und Nachkriegsjahren konnten diese Materialien eine kurze Wiedergeburt feiern. Dabei könnten sie in vielen Fällen heute noch genauso wie damals angewendet werden, sie haben sich anscheinend aber doch nicht so gut bewährt, daß man wegen ihrer kleinen Vorzüge auf die großen Vorteile der Edelmetall -Legierungen verzichten würde. In Fällen, in denen aus finanziellen Gründen auf eine Edelmetallarbeit verzichtet werden muß, können diese Materialien eine Anwendung finden; allerdings ist in solchen Fällen darauf zu achten, daß sich dann keine anderen Metalle, auch keine Goldlegierungen im Munde des Patienten befinden, um Verfärbungen der Zahnersatzarbeiten vorzubeugen.

Diese Silber - Zinn -Legierungen haben die Eigenschaft, daß die Verbindung der Komponenten eine höhere Mundbeständigkeit besitzt als diese Bestandteile. Bei ihnen können wir zwei Gruppen unterscheiden aufgrund des Silbergehaltes. Die eine Gruppe hat einen hohen Silbergehalt von meist 85 - 95% und die zweite Gruppe hat einen niedrigen Silbergehalt von 45 - 55%. In dieses Gebiet möchte ich auch die Legierungen zählen, die auf Zinn - Antimon -Basis aufgebaut sind und praktisch die gleiche Indikation und die gleichen Eigenschaften haben wie die Silber - Zinn -Legierungen mit niedrigem Silbergehalt.

a. Die Legierungen mit hohem Silbergehalt enthalten meist noch einen kleinen Zusatz von Cadmium, um die Härte und die Anlaufbeständigkeit zu erhöhen. Sie werden als Blech, Guß und Lot geliefert und werden hauptsächlich zu Kronen, Brükken, Stumpfaufbauten und Gußfüllungen verarbeitet. Für Klam-

mern und Stifte sind diese Materialien zu weich. Auch sind sie nicht genügend anlauffest, je nach den Speichelverhältnissen und der Mundpflege des Patienten verfärben sich diese Arbeiten in mehr oder weniger kurzer Zeit, indem die Oberfläche eine gelbbraune bis schwarze Farbe annimmt. Trotzdem sind die hochprozentigen Silber - Zinn -Legierungen in biologischer Hinsicht unbedenklich, da die Lösungserscheinungen selbst nur sehr gering sind. Für diese Metalle sind wegen der Verfärbungsgefahr mehrere Veredelungsverfahren angegeben worden, so das Golddiffusionsverfahren und das galvanische Vergolden. Bei längerem Gebrauch scheuert sich dieser Goldfilm aber wieder ab und dann kommt es wegen des direkten Nebeneinanderbestehens eines edlen und eines unedlen Metalls zu verstärkten Zersetzungserscheinungen.

Die Verarbeitung dieser Materialien ist nicht ganz einfach. Der Schmelzpunkt liegt zwischen 800 - 900° C ; bei diesen Temperaturen können bei unvorsichtigem Arbeiten die Zinn- und Cadmiumanteile bereits verdampfen. Dadurch entstehen dann poröse Werkstücke. Die gleichen Schwierigkeiten treten aber nicht nur beim Gießen, sondern auch beim Löten auf; normalerweise werden diese Stoffe bei 600 - 700° C gelötet. Die Gußkontraktion ist bei diesen Materialien recht gering, sie beträgt nur ca. 1,2% im Gegensatz zu Goldlegierungen mit 1,6% und zu den Kobalt - Chrom -Legierungen mit sogar 2,4%.

b. Die Silber - Zinn -Legierungen mit niedrigem Silbergehalt und die Zinn - Antimon -Legierungen zeichnen sich den höherprozentigen Legierungen gegenüber sogar durch eine erhöhte Anlaufbeständigkeit aus. Sie behalten ihre silberweiße Farbe jahrelang bei, hauptsächlich wohl durch einen Oxydfilm, der sich im Munde an der Oberfläche des Metalls bildet. Die Hauptbestandteile dieser Legierungsgruppe sind Silber, Zinn, Wismut, Antimon und Cadmium, bei einigen Metallen sind noch geringe Mengen von Platin zulegiert. Dieser Zusatz wie auch der Antimon- und Silberzusatz steigert die Härte, während die Materialien durch den Wismut- und Cadmiumzusatz einen sehr niedrigen Schmelzpunkt erhalten, der zwischen 200° und 400° C je nach der Zusammensetzung der Legierung liegt. Diese Metalle eignen sich hauptsächlich für Gußfüllungen;aber auch kleinere Brücken wurden in Notzeiten aus ihnen im Einstückgußverfahren nach der Cadmium - Ring -methode angefertigt. Auch Aufbißschienen und schiefe Ebenen können mit diesen Legierungen gegossen werden, ebenso wie Basisflächen von Unterkieferprothesen zur Beschwerung des Zahnersatzes. Aufgrund des niedrigen Schmelzpunktes können aus diesen Materialien gut Zwischengüsse, Brückenglieder oder Rückenplatten direkt an die Porzellanfacetten angegossen werden. Lötungen sind zwar auch möglich, müßten aber wohl im

im Warmlöteverfahren mit dem Lötkolben durchgeführt werden.

Die Verarbeitung dieser Legierungen ist äußerst einfach, wobei allerdings eine gewisse Sorgfalt zur Vermeidung von Überhitzungen geboten ist. Die Einbettung geschieht genauso wie bei Edelmetallen, nur sind die Gußkanäle dicker zu gestalten. Aufgrund des Fehlens einer Gußkontraktion sind verlorene Köpfe nicht erforderlich. Die Metalle werden vorsichtig geschmolzen, entweder gleich im Gußtrichter oder in einem Schmelzlöffel, und dann in die Form geschleudert bezw. gegossen. Die Muffel ist dabei nur handwarm, die Abkühlung muß langsam an der Luft erfolgen.

Für die Mundbeständigkeit ist eine gute Politur erforderlich. Diese Metalle dürfen im Munde nicht mit stark kupferhaltigen Legierungen zusammen sein, auch nicht mit kupferhaltigen Goldlegierungen. Hier kommt es dann zu Zersetzungserscheinungen, die zum Verlust sämtlicher Zahnersatzarbeiten aus Metall führen können.

Am Ende dieses Abschnittes sei noch das Reinzinn erwähnt, das bei der Beschwerung von Unterkieferprothesen als Basis dient. Es ist mundbeständig und behält seine weiße Farbe auch bei längerem Tragen bei. Der Schmelzpunkt liegt recht niedrig, das Material besitzt eine relativ schlechte Wärmeleitfähigkeit und ist ziemlich weich, was sich im Kontakt mit der Gingiva vorteilhaft auswirkt.

7. Die K u p f e r - Z i n k -Legierungen.

Diese Legierungen sind in der Technik unter dem Namen "Messing" bekannt. Aufgrund ihrer goldähnlichen gelben Farbe konnten sie in der Zahnheilkunde als Goldersatzmaterial Eingang finden. Diese Materialien bekamen dann hochtrabende Namen wie Randolf, Wiegold, Chrysit, Cosmos, Edelbronze, Viktoria usw.. Alle diese Erzeugnisse sind wegen ihres hohen Kupfergehaltes gesundheitsschädlich, da sie nicht korrosionsbeständig sind. Diese Unbeständigkeit der Legierungen führte zur ständigen Zersetzung; deshalb sahen solche Zahnersatzstücke im Munde immer blank aus. Die erwähnten Gesundheitsschädigungen sind die Folgen der chronischen Metallvergiftung durch die laufende Korrosion. Als Krankheitserscheinungen traten in diesen Fällen auf: lokale Schleimhautschädigungen, dann Erscheinungen am Magen - Darmtrakt wie kollikartige Leibschmerzen und Durchfälle, außerdem Herzbeschwerden, Händezittern, Kopfschmerzen, Gedächtnisschwäche und neurastenische Erscheinungen. Aus diesen Gründen sind die Messinglegierungen für die Herstellung von Zahnersatz verboten worden. Da aber einige Hersteller

gerade zur Zeit der Goldknappheit vor dem Kriege und nach dem Kriege nicht die Zusammensetzung ihrer Erzeugnisse bekanntgaben und ihre Messinglegierungen unter irreführenden Namen und falscher Werbung auf den Markt brachten, konnten aus diesen Materialien trotzdem noch Zahnersatzarbeiten angefertigt werden, von denen zunächst weder der Zahnarzt noch der Patient zu wissen brauchten, daß sie ein unedles Metall verarbeitet haben. Wenn man dann noch bedenkt, welche horrende Preise die Hersteller den Verarbeitern abverlangten, so kostete im Jahre 1936 ein Kilogramm Messing 2 RM, während ein Kilogramm "Randolf", das nichts anderes als "reinstes" Messing ist, für 55 RM zu haben war, kann leicht der Verdacht einer Ausnützung der Notlage anderer Menschen auftauchen. Auch das Ausland führte am Anbeginn der Goldmangelaera einige Messinglegierungen ein, um die Notlage der deutschen Zahnärzte auszunützen. So kamen aus Japan eine "orientalische Legierung", aus der Tschechoslowakei ein Produkt mit dem Namen "Nicrosag" und aus Frankreich das "Indor" auf den deutschen Markt.

Glücklicherweise sind die Verhältnisse nun wieder normal, so daß schon im Interesse eines fairen Konkurrenzkampfes für Zahnersatz ausschließlich edle Metalle verarbeitet werden, wobei man sich je nach der finanziellen Lage des Patienten für die verschiedenen mundbeständigen Metall-Legierungen entscheiden kann. Wir haben es nicht mehr nötig, uns unsere gute Arbeit durch schlechte Materialien wertlos machen zu lassen.

Ein Metall, das sich gerade in letzter Zeit in der Luft- und Raumfahrt wegen seiner guten metallographischen Eigenschaften weitgehend durchgesetzt hat, das T I T A N , ist auch schon zur Herstellung von Zahnersatz in Betracht gezogen werden. Es zeigt gute physikalische Eigenschaften, hat ein niedriges spezifisches Gewicht, hohe Festigkeit, gute Korrosionsbeständigkeit und ist leicht zu verarbeiten. Aber alle Eigenschaften hängen von der Reinheit des Titans ab, so erhöhen Spuren von Sauerstoff die Brüchigkeit des Materials. Man kann schon Titanlegierungen mit einer Zugfestigkeit von 125 kg/mm^2 herstellen, die Dauerfestigkeit ist gleich der von Spezialstählen, die Korrosionsfestigkeit gleicht der der Chromstähle. Durch Legierungszusätze und Wärmebehandlung lassen sich die mechanischen Eigenschaften erheblich steigern. Schweißen ist möglich. Schon jetzt wird ja dieses Metall zur Kornverfeinerung bei den Kobalt - Chrom -Legierungen als Zusatz verwandt, auf alle Fälle ist das Material aufgrund seiner Eigenschaften für die Prothetik geeignet. die Forschung ist aber noch nicht abgeschlossen.

Auf dem Gebiet der zahnärztlichen Metalltechnik haben sich die Goldlegierungen am besten bewährt. Ihre mechanischen und chemischen Eigenschaften sind neben der leichten Verar-

beitbarkeit die markantesten Merkmale, die in manchen Fällen auffällige Farbe kann durch Platin- und Palladiumzusätze abgeblaßt werden. Den weißen Edelmetallegierungen kommt eine gewisse soziale Bedeutung zu, den Stählen und den Kobalt -legierungen auf dem Gebiete der Plattenprothetik. Alle anderen Legierungsgruppen haben ihre Bedeutung, die ihnen in den Notzeiten zukam, eingebüßt. Sie sind praktisch vom Markte verschwunden.

C. Die zahnärztlichen P O R Z E L L A N E .

Das Porzellan ist der älteste nichtmetallische Werkstoff der Zahnheilkunde, die ersten Arbeiten sind schon um 1750 angefertigt worden, die ersten fabrikmäßig hergestellten Porzellanzähne wurden in der ersten Hälfte des 19. Jahrhunderts auf den Markt gebracht.

Das Porzellan besteht aus Feldspat, Quarz und Kaolin. Bei den zahnärztlichen Massen ist das Verhältnis dieser Ausgangsmaterialien aber anders als beim gewöhnlichen Porzellan. Die folgende kleine Tabelle veranschaulicht die Zusammensetzung.

	Schmelzintervall	gew.Porzel.	Zahn-Porzel.
Feldspat	1250 - 1300° C	25 %	81 %
Quarz	1620 - 1710° C	25 %	15 %
Kaolin	1750° C	50 %	4 %

Der Feldspat bewirkt die hohe Transluzenz und den glasartigen Charakter. Beim Brennen agiert er als Flußmittel, da er bei Temperaturen zwischen 1300 - 1400° C Quarz und Kaolin aufzulösen vermag.

Der Quarz bedingt die Härte des Materials, er wirkt beim Brennen der Kontraktion entgegen.

Der Kaolin ist vor allem für die Formbeständigkeit beim Brennen verantwortlich. Er gibt dem Zahnkörper den opaken festen Charakter, der auch ein späteres Beschleifen erlaubt. Die Färbung geschieht durch Spuren von Metalloxyden: so ergibt Eisen eine rote Farbe, Kobalt eine blaue, Chrom färbt grün, Platin schwarz und Titan färbt gelb.

Die charakteristischen Eigenschaften des Porzellans sind seine weiße Farbe, die in gewünschtem Maße variiert werden kann, seine Transparenz und seine Homogenität, weiter seine große Härte und seine absolute chemische Unlöslichkeit. Das gute kosmetische Aussehen der Porzellanzähne beruht auf der

richtigen Kombination von Farbe, Helligkeit und Transluzenz. Um den Zahn bei jeder Beleuchtung natürlich erscheinen zu lassen, werden ihm neuerdings noch fluoreszierende Materialien zugesetzt (Lumineffekt), außerdem werden noch Schmelzrisse, Flecken u.dgl. eingebrannt. Die Druckfestigkeit von Zahnporzellan ist sehr hoch, infolge der Sprödigkeit des Materials ist die Biegefestigkeit jedoch recht niedrig. Die Härte ist unphysiologisch hoch, so daß durch Beschleifen eine künstliche Abrasion durchgeführt werden muß. Das Porzellan ist aufgrund seiner Dichte, seiner Unlöslichkeit und seiner praktisch nicht vorhandenen Wasseraufnahme das gewebefreundlichste Material, das wir in der Zahnheilkunde bis heute kennen.

Die Hauptmenge der keramischen Massen wird für die fabrikmäßig hergestellten Zähne verwendet; nach ihrer Bestimmung können sie unterschieden werden in:

1. Goldknopfzähne für partiellen und totalen Ersatz unter Benutzung plastischer Basismaterialien und für Metallarbeiten im "Kästchenverfahren", sowie für Schalenkeramik.
2. Langstiftzähne für Einzelzahn- und Brückenersatz sowie für Modellgußprothetik unter Verwendung des Löt- oder Nietverfahrens; einschließlich sogenannter Front- und Seitenzahnpontics.
3. Backenzähne (Diatorics) nur für partiellen oder totalen Plattenersatz.
4. Facetten (auswechselbar) in verschiedenen Typen für Frontzahn- und Seitenzahnbrückenersatz.
5. Röhren- und Pfropfenzähne für Oberkiefer- und Unterkieferbrücken im Frontzahn- und Seitenzahnbereich, sowie "Talon - Langstift - Zähne" für schneidekantenfreie Verarbeitung im Unterkieferfrontzahnbereich.
6. Vollporzellankronen mit entsprechenden, genormten Wurzelstiften (meist aus V2A - Stahl).

(nach K. Eichner: Leitfaden zahnärztlicher Werkstoffe und ihrer Verarbeitung Berlin 1960 S. 257)

Die übrigen Massen werden für die verschiedenen Zwecke verwendet, so werden Füllungen im Frontzahngebiet, ganze Kronen (Mantelkronen - Jacketkronen) aus ihnen gebrannt, weiterhin dienen sie zum Anbrennen von Pontics und von Rückenteilen bei der Schalenkeramik.

Entsprechend ihrer Verwendung können die zahnärztlichen keramischen Massen unterteilt werden in

1. Jacketkronenmassen,
2. Massen zum Anbrennen von künstlichem Zahnfleisch an Platin-Langstiftzähne oder Jacketkronen,
3. Massen zum Anbrennen von Wurzelverlängerungen (Pontics) an Platin - Langstiftzähne,

4. Massen für die Schalenkeramik,
5. Massen zur Herstellung von Porzellan - Füllungen (Inlays),
6. Glasurmassen für Langstiftzähne und Jacketkronen, und
7. Korrekturmassen für Jacketkronen.

Bei den Jacketkronenmassen können wir noch unterscheiden zwischen opaken Kernmassen, die zur Vermeidung unerwünschter Farbeinflüsse durch Metallaufbauten, verfärbte Zahnstümpfe, Zemente usw, dienen, zwischen Dentin- und Schmelzmassen und Glasklar- oder Transparenzmassen.

In früheren Jahren wurde die Jacketkrone zunächst individuell gebrannt, später setzte sich die von SCHRÖDER im Jahre 1925 entwickelte Schalenkeramik durch, bei der aus einem fabrikmäßig hergestellten Goldknopfzahn eine dünne Facette herausgeschliffen wurde, an die dann die Rücken- und Approximalflächen angebrannt wurden. Diese Methode vereinfachte zunächst die Arbeit sehr, außerdem zeitigte sie in Bezug auf Farbe und Form der Krone bessere Erfolge.

Zur Herstellung von Inlays wurde zunächst nur die direkte Abdrucknahme mit Gold- bezw. Platinfolie angewendet, gebrannt wurde sofort in diesen Folienabdrücken. Später setzte sich dann auch hier die indirekte Methode mit Abdrucknahme und Ausgießen dieses Abdruckes mit feuerfesten Porzellan - Einbettungsmassen (Steinat, Neo-Brillat) und anschließendem Brennen der Füllung in diesen Modellen durch.

Im Jahre 1927 wurde von der "Kunstgesellschaft m. b. H." in Wiesbaden ein Gußporzellan mit dem Namen "Eldentog" auf den Markt gebracht, das im Druckverfahren zu verarbeiten war. Wegen vieler Mißerfolge fand dieses Material keine weite Verbreitung. Ungefähr zehn Jahre später brachte die gleiche Firma das " N e o - Eldentog" auf den Markt. Es gehörte zu den Weichporzellanen und hatte eine Verarbeitungstemperatur von 1200 - 1260° C . Dieses Material wurde mit einem Preßgerät in die Form eingebracht; die Schrumpfung der Masse hatte die gleichen Werte wie beim Gold. Die Ränder und Kauflächen mußten aufgrund der Sprödigkeit des Materials dicker als bei Metallarbeiten gestaltet werden, um ein Abplatzen zu vermeiden. Hauptsächlich wurden Inlays, Frontzahnecken und Frontzahnkronen, aber auch Seitenzahnkronen aus diesem "Gußporzellan" gefertigt. Jedoch hat sich auch diese Methode in der Praxis nicht durchgesetzt, wie sich überhaupt die Porzellan - Füllung für die tägliche Praxis nicht durchzusetzen vermochte.

Eine interessante Anwendung der Porzellanmassen propagierte CHRISTIANSEN (23) im Jahre 1936. Er stellte nämlich totale Prothesen aus einer "Glasmasse" - " V i t r a " - her. Diese Masse mußte zunächst eine genügende Verbindung mit den Por-

zellanzähnen eingehen, dann mußte der Ausdehnungskoeffizient dieser beiden Stoffe aufeinander abgestimmt werden, um Spannungen zu vermeiden. Dieses Material, das ja am Anfang der Kunststoffaera entwickelt wurde, zeichnete sich dem Kautschuk gegenüber durch bessere Farbgebung, bessere Homogenität und Dichte, größere Gewebefreundlichkeit, durch eine bessere Adhäsion, durch chemische Resistenz und durch völlige Geruch- und Geschmacklosigkeit aus.

Das Modell wurde aus einer feuerfesten Masse "Christoballit" hergestellt, eingebettet wurde in "Duroterm". Nach dem Austrocknen wurde eine Glasschablone in der entsprechenden Größe zwischen die Küvettenhälften gelegt und bei ca. 1000° C geschmolzen. Die Küvette ist dann durch Schrauben zusammengepreßt worden, um Bißerhöhungen zu vermeiden. Die Form mußte dann langsam abkühlen, um das Auftreten von Spannungen im Material zu verhindern. Das Ausarbeiten geschah mit Karborundumpulver, die Politur mit Filzkegel und Schmirgel. Danach wurde die Platte mit Emaille - Farben eingefärbt, sie wurden bei 700° C eingebrannt.

Eine weite Verbreitung scheint diese Methode aber nicht gefunden zu haben.

Eine große Verbesserung der Brenntechnik brachte das Jahr 1949 mit der Einführung der Vakuum - Brenn - Methode. Bislang wurden die Materialien alle unter Atmosphärendruck gebrannt. Die Vorteile dieser neuen Brenntechnik sind eine größere Dichte durch eine erhöhte Sinterung und eine fast vollkommene Poren- und Blasenfreiheit des Materials, weshalb die vakuum-gebrannten Zähne sogar beschliffen und nachpoliert werden können. Wichtig ist bei dem Brennvorgang, daß das Vakuum zum richtigen Zeitpunkt einsetzt, um auch die Luftblasen, die sich in den tieferen Schichten der Masse befinden, dem Material zu entziehen, und daß dann das Vakuum zum richtigen Zeitpunkt wieder aufgehoben wird. Eine zu lange Belassung bewirkt durch die Siedepunkterniedrigung ein Verdampfen der Bestandteile und dadurch eine Blasenbildung, die dem Brenngut eine höckerige Oberfläche verleiht. Durch ein erneutes normales Brennen kann dann die Oberfläche wieder glatt gebrannt werden, ein Eindringen von Luft in das dichte Brenngut ist nicht mehr möglich.

Seit 1952 wird in Amerika eine Methode propagiert, die den Grundgedanken einer schon 1884 entwickelten Anbrennmethode auf ein Platin - Iridium -gerüst erneut aufgriff. Diese neue Methode ist unter dem Namen "Permadent" (= permanent porcellain dentistry) bekannt geworden. Sie beruht darauf, daß ein spezielles Porzellan mit einer speziellen Edelmetall - Gußlegierung, die für diesen Zweck extra entwickelt wurden und deren Ausdehnungskoeffizienten aufeinander abgestimmt sind, im Schmelzprozeß des Porzellans so innig miteinander

verbunden werden, daß die Gefahr eines Bruches praktisch nicht besteht.

Alle sichtbaren Flächen werden bei diesem Verfahren aus Porzellan angefertigt, ebenso die Sättel von Brücken, da dieses Material besonders gewebsfreundlich ist. Dieses Porzellan wird auch zur Gestaltung der Kauflächen von Molaren und Praemolaren herangezogen. Der Vorteil ist der, daß das Material keiner Abrasion unterliegt und so die eingestellte Artikulation nicht verloren gehen kann. Die fertigen Arbeiten sind auch recht leicht zu ändern, denn man kann das Porzellan bis auf das Metall abschleifen oder auch wieder anbrennen, in manchen Fällen können auch nur kleine Porzellaninseln stehen bleiben. Die Vorteile der Methode sind kosmetischer Art, da nur Porzellan zu sehen ist, außerdem die absolute Unlöslichkeit des Porzellans, die gute Gewebsverträglichkeit, die gute Farbbeständigkeit und die schlechte Wärmeleitfähigkeit. Weiterhin ist durch das oben erwähnte Abschleifen und Anbrennen die Herstellung und das dauernde Erhalten von idealen Artikulationsverhältnissen möglich.

Als Gußmetall wird eine Palladium - Gold - Platin -Legierung mit einem Schmelzpunkt von ca. 1530° C und einer Härte wie die des Gußgoldes "C" verwendet, das Porzellan hat seinen Schmelzpunkt bei ca. 1170° C . Für diese Methode war die Entwicklung und Ausarbeitung neuer Hilfsmittel und einer neuen Laboratoriumstechnik erforderlich. Das Verfahren soll nicht schwieriger sein als die normale Kronen- und Brückentechnik.

Zum Abschluß dieses Kapitels möchte ich noch die Erzeugnisse der drei großen deutschen Lieferfirmen aufzählen, die alle Probleme lösen können und die allen Anforderungen gerecht werden.

A. HUTSCHENREUTHER:

1. Fluordens - Vakuum - Keramikmasse mit einem Schmelzpunkt von 1160° C für Jacketkronen.
2. Fluorphan - Keramikmasse 1050 - 1080° C zur Herstellung von Jacketkronen im atmosphärischen Verfahren.
3. Fluorphan - Zahnfleischmasse mit einem Schmelzpunkt von 1050° C .
4. Schalenkeramikmasse 1050 - 1080° C .
5. Fluorphan - Grundmasse für Zahnfleischblöcke für eine Temperatur von 1120 - 1140° C .
6. Glasurmasse mit einem Schmelzpunkt von 950° C .

B. VITA:

1. Vita - Vakuum - Keramikmasse 1130° C für Jacketkronen.
2. Vita - Vakuum - Korrektur- und Zahnfleischmasse mit dem Schmelzpunkt von 930° C .

3. Vita - Lumin - Porzellan mit einem Schmelzpunkt von 980° C zur Anfertigung von Jacketkronen im atmosphärischen Verfahren.
4. Vita - Mantelkronenmasse L mit einem Schmelzpunkt von 1130° C zur Herstellung von Jacketkronen entsprechend der Vita - Farbenskala im atmosphärischen Brennverfahren.
5. Vita - Keramikmasse 960° C für Jacketkronen unter Verwendung vakuumgebrannter Zähne (Schalenkeramik), für Porzellanfüllungen und Pontics.
6. Vita - Schalenkeramikmasse 900° C für Jacketkronen unter Verwendung atmosphärisch gebrannter Zähne.
7. Vita - Zahnfleisch-, Wurzel- und Glasurmasse 900° C .

C. WIENAND:

1. Biodent - Vakuum - Keramikmasse 1100° C und 1350° C für Jacketkronen.
2. Biodent - Vakuum - Wurzel- und Zahnfleischmassen 1200° C zum Anbrennen im Vakuum.
3. Biodent - Schalenkeramikmasse mit einem Schmelzpunkt von 1250° C .
4. Wurzel-und Zahnfleischmassen 1150° C zum Anbrennen von Pontics und Zahnfleisch an vakuumgebrannten Zähnen im atmosphärischen Verfahren.

Abschließend läßt sich vom Porzellan sagen, daß es das beste Material ist, das wir zur Zeit in kosmetischer und hygienischer Hinsicht auf dem zahnärztlichen Werkstoffmarkt kennen. Es ist das einzige Material, das wir in breiter Fläche der Gingiva für längere Zeit auflagern dürfen. Seine Anwendung stößt aber wegen der schwierigen Verarbeitung und der für manche Fälle ungeeigneten großen Härte auf Hindernisse.

III. Diskussion:

In der vorliegenden Arbeit wurden die großen Werkstoffgruppen in ihren charakteristischen Eigenschaften besprochen. Es hat sich bisher bei allen Materialien gezeigt, daß es noch keinen Werkstoff gibt, der allen Anforderungen gerecht wird. So ist auch eine Einteilung in Basiswerkstoffe, Kronen- und Brückenmaterialien und Verkleidungsstoffe gegeben, wobei doch schon Ansätze zu einer Verwirklichung zu erkennen waren. Gerade am Anfang der Kunststoffaera wurden sowohl Platten, Brücken als auch Frontzahnersatz aus diesen Kunststoffen angefertigt. Die Arbeiten führten aber fast ausschließlich zu Mißerfolgen, so daß diese Versuche aufgegeben wurden.

Die größten Fortschritte auf dem Werkstoffmarkt brachten zweifelsohne die Kunststoffe, die den Kautschuk fast voll-

kommen aus der Zahlheilkunde verdrängten. Bei diesen Stoffen, bei denen ja mehrere Stoffgruppen unterschieden werden können, haben die Methacrylate, die zu den ersten Kunststoffen der Zahnheilkunde überhaupt gehören, am weitesten Verbreitung gefunden. Sie zeigen auch den neueren Materialien gegenüber viele Vorteile, so daß sie ihren Platz in der Prothetik nicht nur halten konnten, sondern ihn sogar aufgrund ihrer Fortentwicklung noch weiter ausbauen konnten. Diese Stoffe werden als Plattenwerkstoffe, als Kronen- und Verkleidungsmaterial, als Kunstzähne, als Füllung-, Reparatur- und Ergänzungswerkstoffe in Form der selbsthärtenden Kunststoffe und als Unterfütterungsmaterial als weichbleibender Werkstoff verwendet, eine Vielfalt von Anwendungsmöglichkeiten, die kein anderes Material bisher gefunden hat. Diese Methacrylate zeigen zwar noch einige Nachteile, ihre Entwicklung ist aber schon vor allem auf dem Prothesen- und dem Brückensektor so weit fortgeschritten, daß diese Nachteile wohl kaum ganz ausgemerzt werden können. Diese Mängel betreffen hauptsächlich die geringe Dauerbiegefestigkeit, die eine erhöhte Bruchanfälligkeit der Platten zur Folge hat und die Schrumpfung des Materials, die beim Abkühlen auftritt. Die Schrumpfung während der Polymerisation kann durch Arbeiten mit Überschuß und Druck vermieden werden.

Bessere technische Werte zeigen die neueren Spritzgußmaterialien, die zwar nahezu unzerbrechlich sind, so daß mit ihnen skeletierte partielle Prothesen angefertigt werden können, bei denen die Klammern ebenfalls aus diesen Werkstoffen gearbeitet werden. Diese Unzerbrechlichkeit ist aber in Verbindung mit der großen Elastizität in biologischer Hinsicht ein Mangel, da es durch Bewegungen der Platten zu Fehlbelastungen des Alveolarkamms und des Restgebisses kommen kann. Diese Materialien zeigen aber auch ein größeres Wasseraufnahmevermögen als die Methacrylate, wodurch die Paßform der Platte beeinträchtigt wird. Außerdem sind diese Spritzgußmaterialien nicht ganz farbbeständig, bei ihnen kommt es zur Vergilbung, diese Stoffe zeigen auch das Phänomen der Alterung, sie verlieren nach längerem Tragen ihre guten mechanischen Eigenschaften. Wohl der größte Nachteil gegenüber den einfach zu verarbeitenden Methacrylaten ist die schwierige und teure Verarbeitung, die Spezialapparaturen erforderlich macht. Die individuelle Herstellung des Zahnersatzes und sozialpolitische Gesichtspunkte verlangen, eine möglichst einfache Verarbeitungsweise zu handhaben, die bei den Methacrylaten gegeben ist. Vielleicht wird durch die Autopolymerisate die Herstellung der Prothesen noch bedeutend vereinfacht, außerdem fiele bei diesen Stoffen die Abkühlungskontraktion weg; um diesem Zwecke gerecht zu werden, müßten allerdings die mechanischen Werte der schnellhärtenden Kunststoffe noch weiter verbessert werden.

Auch bei den weichbleibenden Werkstoffen zeigen die Meth-

acrylate noch die besten Werte. Vor allem macht sich dies bei der Haftung am Basismaterial bemerkbar, da bei den heutzutage meist verarbeiteten Prothesenmaterialien aufgrund der nahen chemischen Verwandtschaft nicht nur eine physikalische Anlagerung eintritt, sondern sogar eine chemische Verbindung möglich ist. Durch die bei den neuen Werkstoffen dieser Art gehandhabte innere Weichmachung bleiben die elastischen Eigenschaften länger erhalten als bei der äußeren Weichmachung, bei der der Weichmacher im Laufe der Zeit durch den Speichel herausgelöst wurde und so das Material seine Elastizität einbüßte.

Bei den Prothesenwerkstoffen haben wir zwar gute und brauchbare Materialien in Händen, die allen Ansprüchen in etwa gerecht werden, aber allen haften noch Mängel an. Ich möchte hier noch einmal abschließend betonen, daß es den i d e a l e n Prothesenwerkstoff noch nicht gibt. Gerade auf dem Gebiete der Kunststoffe und jetzt auch wieder auf dem Gebiete der Kunstharze können wir von der Industrie noch große Fortschritte erwarten, welche chemische Zusammensetzung dieser Stoff einmal haben wird, läßt sich heute bestimmt noch nicht absehen.

Bei den Metallen war die Entwicklung durch die Bestrebungen, ein gutes und billiges Ersatzmaterial für das Gold zu finden, geprägt, das zwar ein sehr gutes und leicht zu verarbeitendes Material ist, das als Nachteile aber den hohen Preis, das hohe spezifische Gewicht und zuletzt die etwas auffällige Farbe hat. Gerade bei größeren Arbeiten machen sich die ersteren Faktoren störend bemerkbar. Die Goldlegierungen zeichnen sich durch Mundbeständigkeit, leichte Verarbeitbarkeit, gute mechanische Eigenschaften und durch einen weiten Anwendungsbereich aus. Mit ihnen können wegen der Möglichkeit, durch Veränderung des Legierungsanteils die Eigenschaften zu variieren, alle in der Metallprothetik vorkommenden Probleme gelöst werden. Außerdem ist bei einigen dieser Legierungen aufgrund der Vergütbarkeit eine weitere Verbesserung der mechanischen Eigenschaften möglich. Durch den relativ niedrigen Schmelzpunkt ließen sich diese Legierungen in jedem zahnärztlichen Laboratorium verarbeiten, sie lassen sich gut löten und schweißen. Die Kontraktion des Metalls konnte durch zweiseitiges Einbetten und durch expandierende Einbettungsmassen ausgeglichen werden, die Möglichkeit der Oxydation bei höheren Temperaturen wurde durch Flußmittel, Legierungszusätze und durch Verarbeitung in einer reduzierenden Atmosphäre vermieden.

Als Legierungen, die neben dem Gold heute noch verwendet werden, haben sich aus der Vielzahl der während der Notzeiten nach dem ersten Weltkrieg und während der Jahre 1935 und 1950 auf den Markt gekommenen Legierungen die Palladium - Silberlegierungen, der rostfreie Stahl und die Kobalt - Chrom -

und Kobalt - Chrom - Nickellegierungen durchgesetzt.Ihre Anwendungsbereiche sind aber bedeutend kleiner und man könnte an ihrer Stelle auch die Goldlegierungen benutzen. Die Hauptindikation dieser Materialien beruht auf sozialen Gesichtspunkten, da zunächst das spezifische Gewicht über die Hälfte niedriger ist und daß dann der Preis dieser Legierungen doch bedeutend geringer ist als der der Goldlegierungen. Diese Werkstoffe sind auch mundbeständig; sie haben gute mechanische Eigenschaften. So finden die Palladium - Silberlegierungen Anwendung bei festsitzendem Zahnersatz, während der rostfreie Stahl als Blech bei geprägten Platten und als Draht bei Klammern, Stiften und kieferorthopädischen Apparaturen, die Kobalt - Chromlegierungen als Gußmaterial bei Einstück-Gußprothesen ihre Hauptverwendung haben. Ein Nachteil dieser Materialien ist die große Härte, die eine Verwendung als Inlays oder Kronen nicht zuläßt. Auf den obengenannten Gebieten haben diese Legierungen trotz ihrer schwierigen Verarbeitung das Gold doch weitgehend verdrängt. Durch den hohen Schmelzpunkt dieser Werkstoffe ist es schon nicht mehr jedem Zahnarzt möglich, sie in seinem Laboratorium zu verarbeiten, die große Kontraktion beim Erstarren erfordert die Verwendung spezieller Einbettungsmassen.

Bei festsitzendem Zahnersatz hat das Gold, vor allem die modernen Gold - Platin - Palladium -legierungen, aber weiterhin seine führende Stellung inne, die weißen Palladium - Silber -legierungen haben hier die Rolle des billigen Materials zu spielen, das man minderbemittelten Patienten eingliedert. Dabei sind diese Werkstoffe bestimmt nicht minderwertig. Die anderen Metalle, die besonders in den Notzeiten angewendet wurden, sind aber nicht ganz unbedenklich. Sie sind nun trotz ihrer in manchen Fällen höchst einfachen Verarbeitungsweise fast vollkommen vom Marktverschwunden.

Abschließend läßt sich sagen, daß wir hier bei den Metallen im Gegensatz zu den Kunststoffen ein nahezu ideales Material, das Gold, in Gebrauch haben, das sowohl auf hygienischem und biologischem Gebiete als auch auf mechanischem Gebiete allen Anforderungen gerecht wird. Aber auch die Stähle und die Kobalt - Chrom -Legierungen erfüllen in ihrem Anwendungsbereich alle diesbezüglichen Anforderungen. Allerdings sind auch hier die Bestrebungen, ein billiges Zahnersatzmetall zu finden, noch nicht erfolgreich abgeschlossen, die Technik wird also noch weiter suchen müssen; zur Zeit finden gerade Versuche statt, das Titan, das sich in der Industrie einen festen Platz erobert hat, auch in die Zahnheilkunde einzuführen, die Voraussetzung dazu bringt das Material mit.

Auf dem Sektor der Dentalkeramik sind in den letzten 25 Jahren in bezug auf das Material keine Fortschritte gemacht worden, ein Faktum, das bei Betrachtung der Eigenschaften dieses Materials verständlich wird. Das Porzellan ist das chemisch

widerstandsfähigste Material, es ist das gewebsfreundlichste, das schönste und härteste Material, das wir in der Zahlheilkunde kennen. Es ist das einzige Material, das wir der Schleimhaut auch in breiter Fläche auflagern können. Die ganzen Fortschritte, die auf diesem Gebiete gemacht wurden, betreffen die schwierige Verarbeitung, die dadurch erleichtert werden sollte, oder die Indikation dieses Werkstoffes, die erweitert werden sollte. Auf diesem Sektor ist die Entwicklung nahezu abgeschlossen. Solange die Entwicklung der Kunststoffe noch nicht abgeschlossen ist, solange wird das Porzellan seine führende Stellung behaupten, vielleicht steht am Ende der Entwicklung der Kunststoffe ein Material mit der Verarbeitungsweise wie z. B. der Methacrylate und den Eigenschaften des Porzellans, vielleicht wäre das dann der i d e a l e Werkstoff der Prothetik.

IV. Zusammenfassung

In der vorliegenden Arbeit wurden die Entwicklungen auf dem Werkstoffmarkt in den letzten 25 Jahren betrachtet. Dabei wurden zunächst die Nachteile des früher verwendeten Kautschuks aufgezeigt, um die Versuche zur Entwicklung neuer Stoffe zu rechtfertigen. Im Vergleich dazu zeigen die Kunststoffe viele Vorteile, aber es werden laufend neue Werkstoffe entwickelt, um die den Kunststoffen anhaftenden Mängel auch noch auszumerzen. Die Verbesserung der mechanischen Eigenschaften ist durch eine werkstoffgerechte Verarbeitung möglich, weil dadurch der Polymerisationsgrad verbessert wird. Von einem bestimmten Grade an ist aber keine Steigerung der mechanischen Werte mehr möglich. Zur Vermeidung von Bißerhöhungen, Porositäten und ähnlichen Mängeln sind Verdichtungs- und Einspritzgeräte entwickelt worden, die aber die Verarbeitung erschweren und verteuern. Von allen Basiswerkstoffen zeigen die Methacrylate noch die besten Ergebnisse, sie haben ein geringes Wasseraufnahmevermögen, sie sind form- und farbbeständig, sie sind chemisch recht widerstandsfähig und zeigen auch ansprechende mechanische Werte. Sie haften gut an Metallteilen und an Porzellanzähnen, mit Kunststoffzähnen gehen sie sogar eine chemische Bindung ein. Als Nachteile sind die relativ geringe Dauerbiegefestigkeit und eine chemische Indifferenz gegenüber organischen Lösungsmitteln neben einer Schrumpfung des Materials sowohl beim Polymerisieren als auch bei der Abkühlung zu erwähnen.

Im Rahmen der Kunststoffe wurden dann auch die Kronen- und Brückenmaterialien besprochen und eine genaue Einhaltung der ausgearbeiteten Indikationsstellung gefordert, um Mißerfolge zu vermeiden, die am Anfang der Kunststoffaera durch eine zu weitgespannte Anwendung auftraten. Diese Kunststoffe sind

nur Verkleidungsmaterialien, nur im Frontzahnbereich können sie als Kronenmaterial bei günstigen Bißverhältnissen herangezogen werden. Die raumgittervernetzten Werkstoffe sollen aber nicht nur Verblendmaterial sein. In dieses Gebiet gehört auch die Entwicklung der Kunststoffzähne, die fast ausschließlich aus Methacrylaten hergestellt werden und so mit dem Basiswerkstoff eine innige chemische Verbindung eingehen.
Weiterhin wurden die selbsthärtenden Kunststoffe besprochen, die zunächst als Frontzahnfüllungsmaterialien gedacht waren, aber später in der Prothetik eine weitere Verbreitung fanden. Der Mechanismus der Schnellhärtung wurde besprochen und die Vorteile und Nachteile dieser Werkstoffe aufgezeigt. Durch die kurze Zeit, in der die Polymerisation stattfindet, ist es nicht möglich, daß sich lange Molekülketten bilden. Somit ist der Polymerisationsgrad nur relativ niedrig und dadurch liegen die mechanischen Werte unter denen der normal härtenden Materialien.

Bei den weichbleibenden Werkstoffen wurde zunächst die Indikation dieser Stoffe festgelegt. In früheren Jahren wurde bei diesen Materialien eine äußere Weichmachung gehandhabt, bei der der Weichmacher nur eine physikalische Bindung zum Basiswerkstoff besaß. Dieser Weichmacher wurde durch den Speichel herausgelöst und dadurch verlor das weiche Material seine Elastizität. Bei den neueren Materialien ist eine innere Weichmachung entwickelt worden, die durch die Kopolymerisation zweier verschiedener Methacrylate erzielt wird. Hier bleiben die mechanischen Eigenschaften länger erhalten. Die neuesten Materialien dieser Art sind Silikone, die zwar gute mechanische Eigenschaften aufweisen, aber aufgrund ihres wasserabstoßenden Verhaltens steigern sie die Adhäsion einer mit ihnen unterlegten Prothese nicht. Die Haftung dieser ganzen weichbleibenden Werkstoffe an dem Prothesenmaterial ist nicht gut, die auf Methacrylatbasis beruhenden Stoffe zeigen hier wegen der chemischen Verwandtschaft mit dem Basiswerkstoff noch die besten Ergebnisse.

Nach den Kunststoffen wurden die Metalle besprochen, die Werkstoffe, die hauptsächlich für festsitzenden Zahnersatz verwendet werden. Bei diesen Materialien nimmt das Gold mit seinen Legierungen die führende Stelle aufgrund seiner Eigenschaften ein. Hierzu gehören die Mundbeständigkeit, leichte Verarbeitung, gute mechanische Werte und Steigerung dieser Werte durch nachträgliche Wärmebehandlung. Als um 1935 der Goldverbrauch eingeschränkt werden mußte, kamen zunächst die Spargolde mit einem reduzierten Goldgehalt auf den Markt. Die Mundbeständigkeit wurde in diesen Fällen durch einen recht hohen Palladiumanteil gewährleistet.

Die in der Zahnheilkunde verwendeten Metalle wurden dann je nach ihren Hauptbestandteilen eingeteilt in Goldlegierungen, Palladium - Silber -legierungen, Stahllegierungen,

Kobalt - Chrom -legierungen, Aluminiumlegierungen, Silber - Zinnlegierungen und die nicht mundbeständigen Messinglegierungen. Dann wurden die einzelnen Gruppen betrachtet, für die heutige zahnärztliche Metallkunde kommen nur noch die ersten vier Gruppen in Betracht. Hiervon nimmt die zweite Gruppe insofern eine Sonderstellung ein, da diese Legierungen mehr eine soziale Bedeutung haben, sie finden hauptsächlich bei minderbemittelten Patienten Anwendung. Dazu muß gesagt werden, daß die Palladiumlegierungen keine minderwertigen Materialien sind, sie sind nur billiger. Die Stähle und die Kobalt - Chrom -verbindungen haben sich in der Plattenprothetik eine führende Stellung erobert. Die anderen drei restlichen Gruppen waren schon richtige Ersatzlegierungen, wobei die letzte Gruppe hier etwas aus dem Rahmen fällt, die Messinglegierungen waren zur Herstellung von Zahnersatz verboten. Aber nicht jeder Verarbeiter konnte oder wollte wissen, daß er eine Messinglegierung verarbeitete. Nach Normalisierung der Marktlage sind diese Ersatzlegierungen wieder vom Markte verschwunden.

Auf dem Gebiete der Dentalkeramik wurde zunächst ein kleiner Überblick über die geschichtliche Entwicklung der Zahnporzellane gegeben. Danach wurde über die Hauptverwendungszwecke der keramischen Massen gesprochen und dann über die Neuerungen auf diesem Gebiet. So wurde die Einführung der Schalenkeramik erwähnt, dann die Gußporzellane "Eldentog" und "Neo-Eldentog", danach der Versuch CHRISTIANSEN's, Prothesen aus Porzellan in die Zahnersatzkunde einzuführen. Im Jahre 1949 wurde dann die Vakuum-Brenntechnik eingeführt, im Jahre 1952 wurde in Amerika die "Permadent" -methode entwickelt, bei der ein Porzellan direkt an ein Metallgerüst angebrannt wird.

Mit den uns zur Verfügung stehenden Werkstoffen können wir zwar alle Probleme der zahnärztlichen Prothetik lösen, aber die allen Materialien noch anhaftenden Mängel erfordern doch eine gewisse Indikationsstellung für die einzelnen Materialien, die eingehalten werden sollte, um Mißerfolge zu vermeiden.

DER I D E A L E WERKSTOFF IST FÜR DIE ZAHNÄRZTLICHE PROTHETIK NOCH NICHT GEFUNDEN WORDEN, DAZU WERDEN NOCH VIELE VERSUCHE ERFORDERLICH SEIN!

V. Literaturverzeichnis:

1. ACHT, Br. : Psychodent, geeigneter Kunststoff für die Psychodynamik der Prothese.
in: Z W R 58 H. 18 S. 523 1957

2. ACHT, Br. : Psychodent, der geeignete Kunststoff für die psychodynamische Kauflächengestaltung.
in: D Z Z 13 H. 5 S. 275 1958

3. ACHT, Br. : Psychodent, geeigneter Kunststoff für die Psychodynamik der Prothese.
in: Z R 67 H. 7 S. 170 1958

4. ADAMS, H. J. : Über die Dauerbiegefestigkeit metallnetzverstärkter Kunststoffe.
in: D Z Z 6 H. 20 S. 1159 1951

5. AKIYAMA, T. : Die Anwendung weichbleibenden elastischen Kunststoffes in der Zahnheilkunde.
in: Z W 62 H. 21 S. 599 1955

6. ASCHER, F. : Der festsitzende Brückenersatz aus Vitallium.
in: D Z W 41 H. 51 S. 1200 1938

7. BAUER, W. : Die Methacrylaera in der Zahnheilkunde.
in: D Z Z 4 H. 18 S. 1165 1949

8. BAUER, W. und RINK, G. : Die Verwendung von Nylon in der zahnärztlichen Prothetik.
in: Z M 41 H. 9 S. 235 1953

9. BEEG, K. G. : Vergleichende Untersuchungen über Korrosion und Farbbeständigkeit sogenannter Weißmetalle in Testreagentien und in Kontakt mit anderen Metallen.
in: Z R 44 H. 32 Sp. 1376 1935

10. BIAGGI - BACHMANN, D. : Erfahrungen mit Palapont in der Herstellung von Inlays, Kronen und Brücken.
in: S M f Z 54 H. 8 S. 609 1944

11. BODENSTEIN, E. : Allgemeines über Hekodent und Neohekolith als Einstopfprothese.
in: Z M 35 Februarheft S. 25 1944

12. BOSUKOFF, St. : Palapont, seine klinische und technische Bewertung als Kronen- und Brükkenwerkstoff.
in: D Z W 52 H. 27 S. 368
28 381 1942

13. BRAKENSIEK, E.: Noch einmal Igelit.
in: Z R H. 10 S. 153 1948

14. BRAUMANN, E. : Zur Verarbeitung von Hewodont.
in: Z W 2 H. 5/6 S. 82 1947

15. BRAUMANN, E. : Die Verarbeitung von Kunststoffzähnen mit thermoplastischem Material.
in: Z W 3 H. 11 S. 294 1948

16. BRANDAU, P. u. I: Perlon - Armierung der Methacryl-Prothesen.
in: S M f Z 63 H. 2 S. 129 1953

17. BURBACH, W. : Das stopfbare, vulkanisierbare Kunstharzprodukt Paladon.
in: Z R 48 H. 26 Sp. 1102 1939

18. CASTAGNOLA, L. : Experimentelle Untersuchungen über im Munde selbstpolymerisierende Kunstharzfüllungen --unter besonderer Berücksichtigung der physikalisch-chemischen und biologischen Gesichtspunkte.
in: S M f Z 60 S. 880 1950

19. CASTAGNOLA, L. und v. ARX, H. : Selbstpolymerisierende Kunststoffe.
in: S M f Z 64 H. 11 S. 1103 1954
12 1245 1954

20. CASTAGNOLA, L. und v. ARX, H. : Selbstpolymerisierende Kunststoffe.
in: D D Z 9 H. 10 S. 345 1955

21. CASTAGNOLA, L. u. ALBAN, J. : Selbstpolymerisierendes Kunstharz, das Material zur Prothesenunterfütterung.
in: D D Z 11 H. 1 S. 9 1957

22. CHOULANT, H. : Spezialgolde, Spargold und rostfreier Stahl.
in: D Z W 38 H. 27 S. 632 1935

23. CHRISTIANSEN, E.G.: Ein neues Basismittel für Vollprothesen -- Gebisse aus Glas.
in: Z R 45 H. 28 Sp. 1189 1936

24. DAUSCH, H. : Die autopolymerisierende Kunststoffüllung und die gepreßte Palapontfüllung im Vergleich zur gebrannten Porzellanfüllung.
in: Z R 61 H. 3 S. 63 1952

25. DEPPE, A. : Selbsthärtende Kunststoffe.
in: D Z W 45 H. 9 S. 115 1942

26. DEWEIN, H. : Einführung in die zahnärztlichen Kunststoffprobleme.
in: D Z Z 13 H. 23 S. 1345 1958

27. DIETRICH, G. J. : Meine Erfahrungen mit der neuen härtbaren Edelmetall - Legierung Pallor.
in: Kor.bl.f.Zä. 59 S. 101 1935

28. DIETRICH, G. J. : Über das neue Spargold "ANTAR" und ein neues Veredelungsverfahren.
in: Kor.bl.f.Zä. 60 H. 9 S. 350 1936

29. DIETRICH, H. : Die fehlerfreie Verarbeitung der Acrylat - Kunstharzstoffe durch Anwendung eines neuen Arbeitsverfahrens.
in: Z Pr 2 H. 3 S. 22 1951

30. DINGER, H. : Erste Erfahrungen mit einem neuen schnellhärtenden Reparaturmaterial.
in: Z W R 60 H. 19 S. 597 1959

31. DOLDER, E. : Physikalische Werkstoffprüfungen an Zahnprothesen im Laboratorium und am Patienten (Bedeutung, Methoden, Ergebnisse).
in: S M f Z 53 H. 5 S. 435
6 535 1943

32. DOLDER, E. : Nichtmetallische Werkstoffe.
in: Die Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde Band V 1955 S. 681 ff

33. DOLDER, E. : Nichtedle Metalle.
in: Die Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde Band V 1955 S. 835 ff

34. DREYER, K. : Die weiße Edelmetallegierung "ALBA".
in: D Z W 39 H. 36 S. 846 1936

35. DREYER, K. : Über palladiumhaltige Legierungen.
in: Z R 45 H. 7 Sp. 283 1936

36. DREYER, K. : Über den neuen Kunststoff auf Polystyrolbasis "JECTRON".
in: D Z Z 9 H. 12 S. 1240 1954

37. DRIAK, Fr. : Die Bedeutung der Acrylate in der modernen Zahlheilkunde.
in: Öster. Z f St. 51 H. 2 S. 86 1954

38. DUBS, B. : Unsere Erfahrungen mit Palapont.
in: S M f Z 54 H. 5 S. 349 1944

39. EICHNER, K. : Die zweckmäßige Verarbeitung des Kunststoffes PALADON -- die Grundlage für den Erfolg der prothetischen Behandlung.
in: Z R 63 H. 15 S. 439 1954

40. EICHNER, K. : Die Prothetik vor einhundert Jahren und Marksteine ihrer weiteren Entwicklung.
in: D Z Z 14 H. 17 S. 1137 1959

41. EICHNER, K. : Porzellanoberfläche -- Ihre Gestalt und ihre Auswirkung auf die Gingiva.
in: D Z Z 15 H. 6 S. 579 1960

42. EICHNER, K. : Leitfaden zahnärztlicher Werkstoffe und ihrer Verarbeitung.
Berlin 1960

43. EGLI, A. R. : Rostfreier Stahl und Edelmetall-Legierungen in der Zahnmedizin.
in: Öster.Z.f Stom. 48 H. 8 S.433 1951

44. EPPINGER, G. : Herstellung von Platten für Prothetik und Kieferorthopädie im Luftdruckverfahren.
in: Öster.Z f Stom. 50 H. 11 S.585 1953

45. FALCK, K. : Goldersatzlegierungen und ihre Bewertung.
in: D Z W 39 H. 5. S. 100 1936

46. FALCK, K. : Erfahrungen mit dem deutschen Werkstoff "GINGIVIST".
in: D Z W 41 H. 40 S. 953 1938

47. FALCK, K. : Erste Erfahrungen mit der Gingivist-Prothese.
in: S M f Z 48 H. 10 S. 1090 1938

48. FALCK, K. : Zur Werkstofffrage.
in: D Z Z 8 H. 12 S. K91 1953

49. FEHR, C.U. : "CHROMIN" als Goldersatz.
in: Z R H. 12 S. 185 1948

50. FEHR, C.U. : Die Werkstofffrage bei Kronen- und Brückenarbeiten.
in: D Z Z 9 H. 13 S. K152 1954

51. FISCHER, C. H. : Klinische und histologische Untersuchungen über die Schädigung der Pulpa durch schnellhärtenden Kunststoff.
in: D Z Z 8 H. 14 S. K156 1953

52. FLOHR, W. : Fünfjährige praktische Erfahrung mit NEOHEKOLITH.
in: Z R 47 H. 40 Sp. 1688 1938

53. FREIVOGEL, H. : Bericht über Permadent.
in: D Z Z 12 H. 5 S. 458 1957

54. FREY, V. : Ergo - Super 7 - Prothesenbasis mit Neohekolithdekoration.
in: Öster. Z f Stom. 35 H.3 S.228 1937

55. FREYBERGER, P. : STABILON -- ein neues weichbleibendes Prothesenmaterial.
in: Z W R 59 H. 5 S. 117 1958

56. FRIDRICHOVSKY, J. : Über GINGIVIST.
in: Öster. Z f Stom. 35 H.24 S.1586 1937

57. FRITSCH, C. : Ein Beitrag zur PALADON - Frage.
in: D Z W 42 H. 7 S. 150 1939

58. FRITSCH, C. : Über PALADON und SILCA.
in: D Z W 43 H. 32 S. 515 1940

59. FRÖHLICH, E. : Entwicklung der Kunststoffe mit besonderer Berücksichtigung von PALAPONT.
in: S M f Z 53 H. 2 S. 133 1943

60. GAYCKEN, B. : Über Kunststoff - Spritzguß - Prothesen.
in: Z Pr 7 H. 10 S. 9 1956

61. GAYCKEN, B. : Prothesen - Armierung durch Super - Perlon.
in: Z Pr 7 H. 7 S. 10 1956

62. GEIER, W. : Über die Verwendungsmöglichkeiten der weißen Edelmetall - Legierungen in der Praxis.
in: Kor.bl.f.Zä.60 H.5 S.175 1936

63. GEIER, W. : Erfahrungen auf dem Gebiete der Verarbeitung der weißen Edelmetall - Legierungen.
in: Z R 48 H. 16 S. 649 1939

64. GEIER, W. : Über meine Erfahrungen mit den Prothesenkunstharzwerkstoffen PALADON und HELIODON.
in: D Z W 43 H. 3 S. 37 1940

65. GEIER, W. : Erfahrungen mit HEKODENT und ROCKODENTA - KOLLOID als Kronen- und Brückenmaterial am Patienten.
in: D Z W 44 H. 13 S. 191 1941

66. GEIER, W. : Stiftzähne, Kronen und Brückenarbeiten.
in: Z R 51 H. 49 Sp. 1539 1942

67. GEIER, W. : Porzellan oder Kunststoff?
in: D Z Z 1 H. 7 S. 188 1946

68. GERING, W. : Die Kunststoffverarbeitung.
in: D Z Z 4 H. 2 S. 100 1949

69. GERKE, J. u. GERLICH, K. : Kritische Betrachtung der deutschen Kunstharze bei Verwendung als Prothesen- und Zahnbeinmaterial und ein Vergleich mit dem Prothesenmaterial Kautschuk.
in: D Z Z 5 H. 2 S. 93
3 142 1950

70. GERLACH, : Palladium - Silber - Legierungen in der Zahnheilkunde.
in: D Z W 38 H. 38 S. 887 1935

71. GERLACH, : Neue deutsche Werkstoffe. Konstanz 1938

72. GLASER, H. : Die weiße PALLIAG-Legierung und ihre Verarbeitung in der täglichen Praxis.
in: Z R 47 H. 10 Sp. 420 1938

73. GRAUBNER, H. : Beitrag zur Klinik der Gingivistprothese
in: D Z W 41 H. 1 S. 3 1938

74. HALBACH, R. : WIPLA, WITEX, WISIL und WIPTAM.
in : Z Pr 7 H. 7 S. 9 1956

75. HANSEN, E. : Über Kunststoff - Füll - und Nachpreßgeräte für zahnärztliche Arbeitsverfahren.
in: Z Pr 4 H. 13 S. 9 1953

76. HANSEN, E. : Über Kunststoff - Füll- und Nachpreßgeräte für zahntechnische Arbeitsverfahren.
in: D D Z 7 H. 14 S. 439 1953

77. HÄUPL - KIRSTEN - BÖTTGER : Zahnärztliche Prothetik. Band II Leipzig 1959

78. HAUMANN, A. H. : IGELIT -- jetzt auch für Zahnprothesen.
in: Z R 1948 H. 7 S. 107

79. HAUPT, W. : Die Verarbeitung des kurzgeheizten "ELMA" - Kautschuks.
in: Z R 47 H. 8 Sp. 344 1938

80. HAUPT, W. : Kurzgeheizter Kautschuk.
in: Z R 50 H. 50 Sp. 1628 1941

81. HAUPTMEYER, F. : Wesentliches und Neues von den mundbeständigen Nichtedelmetall - Legierungen "WIPLA" und "VITALLIUM".
in: D Z W 38 H. 26 S. 601
27 627 1935

82. HAUPTMEYER, F. : Über das Gußmetall VITALLIUM bei abnehmbarem und festsitzendem Zahnersatz, insonderheit partiellen Prothesen, Kronen und Brücken.
in: D Z W 39 H. 5 S. 108 1936

83. HAUPTMEYER, F. : Die mundbeständigen Nichtedelmetalle WIPLA und VITALLIUM in ihrer Vervollkommnung und Bedeutung für die Zahnheilkunde.
in: Z R 44 H. 20 Sp. 845
951 1935

84. HAUPTMEYER, F. : "WIPLA" und "VITALLIUM" sind Austauschwerkstoffe des Vierjahresplans.
in: Z R 47 H. 10 Sp. 385 1938

85. HAUSER, H. : Kolben - Hochdruckpressung: Ein neuer Weg in der Kunststoffverarbeitung.
in: Z R 60 H.17/18 S. 366 1951

86. HAUSSMANN, H. : Füllungen aus Kunststoff.
in: D Z W 44 H. 17 S. 245 1941

87. HEINRICH, E. u. BÖHRINGER, A. : NEOHEKOLITH -- ein Prothesenstoff der Zukunft.
in: Z R 47 H. 10 Sp. 395
11 450 1938

88. HEINTZ, U. : Die Anwendung weichbleibender Kunststoffe in der zahnärztlichen Prothetik.
in: D Z Z 8 H. 3 S. 152 1953

89. HELBIG, K. H. : Erfahrungen mit ROCKODENTA-KOLLOID als Kronen- und Brückenmaterial am Patienten.
in: D Z W 43 H. 51 S. 829 1940

90. HELLEN, H. G. : Erfahrungen mit neuen Kunststoffen.
in: Z Pr 6 H. 13 S. 5 1955

91. HENCHOZ, K. : Erfahrungen mit POLYSTEIN.
in: Z R 1948 H. 8 S. 120

92. HENKEL, G. : Werkstoff - Fragen der partiellen Prothese.
in: D Z Z 4 H. 16 S. 1053 1950

93. HENKEL, G. : Über die "Korrosion" der Kunststoffe.
in: Dt. Stom. 10 H. 11 S. 828 1960

94. HENNICKE, A. : IGELIT -- auch für Zahnprothesen.
in: Z R 1949 H. 13 S. 229

95. HENNICKE, A. : Neuere Erkenntnisse bei der Polymerisation zahnärztlicher Werkstoffe.
in: Z Pr 5 H. 13 S. 9 1954

96. HENNICKE, A. : Die Herstellung von Brückenfacetten und Kronen aus Kunststoffen unter besonderer Berücksichtigung von PIACRYL K.
in: Dt. Stom. 5 H. 2 S. 105 1955

97. HENNICKE, A. : Die Herstellung von Modellen aus PIACRYL DW.
in: Dt. Stom. 5 H. 7 S. 372 1955

98. HEPPE, W. : Die Palladium - Silber - Gold -Legierung "ALBA" in der Zahnheilkunde.
in: Z R 47 H. 10 Sp. 415 1938

99. HEROD, W. : Erfahrungen mit dem Prothesenmaterial OPTODONT.
in: Z W R 60 H. 11 S. 339 1959

100. HERRMANN, H. W. : Weichbleibende Kunststoffe.
in: D Z Z 12 H. 21 S. 1459 1957

101. HERRMANN, H. W. : Neue zahnärztliche Prothesenwerkstoffe.
in: Öster. Z f Stom. 54 H.11 S.579 1957

102. HERRMANN, H. W. : Indikation und Nutzeffekt weichbleibender Kunststoffe in der Zahnheilkunde.
in: Z R 68 H. 7 S. 147 1959

103. HESSE, E. A. : Zwei Jahre Erfahrungen mit Einlage-Füllungen aus PALAPONT.
in: D Z Z 4 H. 21 S. 1380 1949

104. HETESSY, G. : Die Wirkung von Kunststoffprothesen auf die Mundschleimhaut.
in: Z W R 61 H. 5 S. 132 1960

105. HÖLTGE, A. : Über den Wert von Metalleinlagen in Kautschukprothesen.
in: D Z W 39 H. 2 S. 25 1936

106. HOFRATH, H. u. HOLLER, W. : Die Anwendung des SILUMINs und ähnlicher Al-Legierungen in der Prothetik und Kieferorthopädie.
in: D Z W 38 H. 10 S. 225 1935

107. HOLLE, Fr. : Eigenschaften, Verarbeitung und klinische Bewertung des Prothesenwerkstoffes HELIODON in Vergleich zu anderen Kunststoffen aufgrund eigener Untersuchungen und Erfahrungen.
in: D Z W 43 H. 23 S. 364 1940

108. HOLLE, Fr. : Der Prothesenwerkstoff HELIODON und seine Verarbeitung -- Eigenschaften und klinische Bewertung im Vergleich zu anderen Kunststoffen aufgrund eigener Untersuchungen und Erfahrungen.
in: Z R 49 H. 42 Sp. 1539 1940

109. HOLLER, W. : Die Verwendung des Aluminiums und seiner Legierungen in der zahnärztlichen Prothetik und Orthopädie.
in: D Z W 41 H. 30 S. 705
31 725 1938

110. v. HORVATH, L. : Über neue Arbeiten und Erfolge mit NEOHEKOLITH.
in: Z R 46 H. 18 Sp. 775 1937

111. ILG, K. V. : Zusammenstellung der Werkstoff-eigenschaften und der Anwendungs-gebiete zahnärztlicher Legierungen.
in: D Z Z 4 H. 13 S. 864 1949

112. ILG, K. V. : Untersuchungen über den thermischen Ausdehungskoeffizienten des PALADONs sowie über seine Längenänderungen durch Wasseraufnahme und Austrock-nung.
in: Stoma 2 H. 2 S. 99 1949

113. ILG, K. V. : Über die Vakuumkeramik und die Vakuumbrenntechnik.
in: D Z Z 8 H. 12 S. 671
13 708 1953

114. ILLING, E. : Werkstoffkundliche, biologische und klinische Bewertung des Prothesen-werkstoffes "PIACRYL IM".
in: Dt. Stom. 9 H. 10 S. 827 1959

115. IMBUSCH, E. : Nichtrostender Stahl und Nickel - Chrom -Legierungen (Weißmetalle), ein Vergleich.
in: Z R 46 H. 36 Sp.1576 1937

116. JAEGER, K. : Die Silber - Zinn -Legierungen in der täglichen Praxis.
in: Z R 47 H. 33 Sp.1371 1938

117. JUNG, C. : Kunststoffe in der zahnärztlichen Prothetik.
in: Z M 35 Januarheft S. 6 1944

118. JUNG, C. : Kunststoffe in der zahnärztlichen Praxis.
in: Z M 35 Märzheft S. 58 1944

119. JANKE, G. : Die totale Prothese -- Indikation der Herstellungsverfahren und Hinweis zur fehlerfreien Verarbeitung.
in: Z W 3 H. 11 S. 291 1948

120. JANKE, G. : Die fehlerfreie Verarbeitung der Acrylat-Kunstharzstoffe durch Ver-wendung eines neuen Arbeitsverfah-rens.
in: Z R 60 H. 13/14 S. 263 1951

121. JANKE, G. : Probleme der Kunststofftechnik.
in: D Z Z 8 H.Prothetik 4 S.1159 1953

122. JESENSKY, J. : Facettenkronen aus PALAPONT.
in: Z R 50 H. 32 Sp. 1064 1941

123. v.KALETKA, G. : Weichbleibende Kunststoffe in der zahnärztlichen Prothetik.
in: Z W 7 H. 11 S. 229 1952

124. v.KALETKA, G. : STABILIT (neu).
in: Z W 10 H. 8 S. 210 1955

125. KAUFFMANN, E. : Aluminium - Gußfüllungen und ihre Mundbeständigkeit.
in: D Z W 52 H. 30 S. 409 1942

126. KAUFMANN, D. : Erfahrungen der Berliner Klinik mit gespritzten Kunststoffen.
in: Z W R 63 H. 9 S. 282 1962

127. KEMER, : Ein neuartiges Polymerisationsverfahren.
in: Z Pr 5 H. 18 S. 10 1954

128. KIRSTEN, H. : Die Anwendung von Kunststoffen für die Herstellung von Kronen- und Brückenersatz.
in: D Z W 44 H. 12 S. 167 1941

129. KITSCHMANN, E. : Neuzeitliche VITALLIUMtechnik.
in: D Z Z 4 H. 3/4 S. 212 1949

130. KOHNE, P. : Hat sich Kautschuk als Prothesenmaterial überlebt?
in: Z R 48 H. 1 Sp. 18 1939

131. KOLB, : Nochmals einige Winke zur Verarbeitung von PALADON und Palapont.
in: Z R 51 H. 30 Sp. 968 1942

132. KNOLLE, G. : Verwendung von Epoxydharzen in der Zahnheilkunde und die Gewebeverträglichkeit von AH 26.
in: D Z Z 14 H. 21 S. 1520 1959

133. KNOLLE, G. : Gewebeverträglichkeit von Silikonen.
in: D Z Z 15 H. 10 S. 793
11 853 1960

134. KREYMEYER, G. : Verwendung und Verarbeitung von Polyamiden für prothetische Zwecke.
in: D Z Z 11 H. 24 S. 1471 1956

135. KREYMEYER, G. : Spritzgußprothetik und thermoplastische Verarbeitung von Polyamiden.
in: Z Pr 7 H. 23 S. 9 1956

136. KROSTA, V. u. DÜKER, H. : PONTICA - IMUZIT, eine Gruppe neuer Edelstähle.
in: Z R 50 H. 38 Sp. 1258
39 1285
40 1320
41 1352 1941

137. KRUSE, H. : Die Verwendung des Stahls in der Prothetik zur Anfertigung von herausnehmbarem Zahnersatz.
in: Z W 10 H. 5 S. 114 1955

138. KRUSE, H. : Einpressen und Verdichten.
in: Z R 63 H. 7 S. 206 1954

139. KRUSE, H. u. EICHNER, K. : 12 neue Kunststoffprothesenmaterialien -- Kritische Betrachtung von Verarbeitungsweise und mechanischen Prüfungsergebnissen.
in: Z R 65 H. 16 S. 492 1956

140. KUCK, M. : Neue elastische Werkstoffe auf Silikonbasis in der Prothetik.
in: Z W 10 H. 6 S. 148 1955

141. KUCK, M. : Elastische Gaumenfalten aus NEO-PLASTUPALAT und vollanatomische Zähne bei der Ausgestaltung der oralen Prothesenseite.
in: D Z Z 13 H. 1 S. 23 1958

142. KÜHL, W. : Prüfungen der mechanischen Eigenschaften bei den Legierungen DEGULOR B, S. C, M und DUALLOR G im Gußzustand.
in: Z W R 61 H. 17 S. 536 1960

143. KUKULIES, C. : GINGIVIST, der neue Prothesenwerkstoff, seine Verarbeitung und Anwendung in der Prothetik.
in: Z R 47 H. 10 Sp. 404 1938

144. KUZZER, H. J. : PEDAGAN, eine Edelmetallegierung für die Kronen- und Brückentechnik an Stelle von Gold.
in: Z R 45 H. 20 Sp. 875 1936

145. LEHMANN, S. : Goldersparung und Spargold.
in: Kor.bl.f.Zä. S. 108 1935

146. LEMBRICH, H. : Kunstharz als Prothesenmaterial.
in: Öster. Z f Stom.36 H.19 S.1106 1938

147. LINDNER, C. : "REMANIT 1880", der säurebeständige Stahl in der Zahnheilkunde.
in: Z R 47 H. 46 Sp. 1988 1938

148. LINDNER, C. : Der säurebeständige Stahl in der Zahnheilkunde.
in: D Z W 41 H. 39 S. 916 1938

149. LOEBICH, O. : Moderne zahntechnische Werkstoffe.
in: D Z Z 4 H. 13 S. 849 1949

150. LOEBICH, O. : Über die Elastizität von federnden Dental - Legierungen.
in: D Z Z 10 H. 2 S. 133 1955

151. LORENZ, K. : Erfahrungen und Versuche mit Kunststoffen.
in: Z R 58 H. 11 S. 180 1949

152. MAEGLIN, B. : Kunstharzfüllung und Pulpa.
in: S M f Z 62 H. 7 S. 712 1952

153. MARX, H. : Zur Polymerisationsproblematik dentaler Methacrylate.
in: Z W R 61 H. 23 S. 747 1960

154. MARX, H. : Prothesenunterfütterung mit schnellhärtendem Kunststoff.
in: Z Pr 11 H. 3 S. 34 1960

155. MAUMARY, A. : Erste Erfahrungen mit der GINGIVIST - Prothese.
in: S M f Z 48 H. 9 S. 935 1938

156. MEYERS, W. : Vergleichende Untersuchungen über Korrosion und Farbbeständigkeit neuer Dentallegierungen auf der Silberbasis.
in: Z R 50 H. 6 Sp. 217 1941

157. MICHAELIS, H. U. : Indikation und Verarbeitung von PLASTUPALAT.
in: Z Pr 4 H. 2 S. 10 1953

158. MITTENENTZWEI, F. : Ist die Zinnbasis ein Problem?
in: Dt. Stom. 10 H. 8 S. 622 1960

159. MÖLLER, A. : Erfahrungen mit der Edelmetall - Legierung PEDAGAN.
in: Kor.bl.f.Zä. 60 H. 7 S. 272 1936

160. MOSSDORF, H. : Erfahrungen mit einem neuen Material für Dauerfüllungen.
in: Z W R 60 H. 22 S. 669 1959

161. MÜNSTERMANN, K. : Neue Kunststoffe in der Prothetik
in: Z R 63 H. 16 S. 492 1954

162. NEHSE, K. : Metallgußtechnik und ihre Bedeutung für die zahnärztliche Prothetik.
in: Z W 5 H. 8 S. 214 1950

163. NIPPERDEY, H. : NEO-HEKOLITH als Ersatzstückwerkstoff und seine Vorzüge dem Kautschuk gegenüber.
in: Kor.bl.f.Zä. 60 H. 4 S. 145 1936

164. NIPPERDEY, H. : PALADON.
in: Öster. Z f Stom. 36 H.7 S. 417 1938

165. OCHMANN, F. : Die Verwendbarkeit des modellierfähigen Kautschuks in der Zahnheilkunde.
in: D Z W 40 H. 38 S. 847 1937

166. OVERDIEK, H.-F. : Erfahrungen mit HESACRYL als Füllmaterial bei Ecken- und Schneidekantenaufbau.
in: Z W 7 H. 9 S. 183 1952

167. OVERDIEK, H.-F. : PALAVIT.
in: Z W 7 H. 14 S. 303 1952

168. OVERDIEK, H.-F. : Der Vakuumbrand und seine Auswirkung auf die Struktur des Brenngutes.
in: Z Pr 9 H. 3 S. 33 1958

169. PÄßLER, E. : Erfahrungen mit der Edelmetalllegierung "E W L" als Werkstoff für Gußfüllungen.
in: D Z W 41 H. 11 S. 247 1938

170. PALAZZI, S. : Die Bearbeitung des "PHOENIX".
in: S M f Z 51 H. 2 S. 83 1941

171. PARSIEGLA, F. : Erfahrungen mit Polyamid als Prothesenwerkstoff.
in: Z Pr 9 H. 15 S. 178 1958

172. PASSOW, H. : Kritische Bemerkungen zum Aufsatz von GERKE und GERLICH (69).
in: D Z Z 5 H. 17 S. 965 1950

173. PASSOW, H. : Nylon als Prothesenwerkstoff.
in: Z W 10 H. 17 S. 451 1955

174. PETZOLD, Chr. : Ist "POLYCRON" der Werkstoff der "Ostzone"?
in: Z R 58 H. 23 S. 459 1949

175. PHILIPP, R. : PALLIAG - Frontgold, ein neuer Austauschwerkstoff.
in: Z R 48 H. 34 Sp. 1403 1939

176. PHILIPP, R. : Wir verarbeiten Kunststoff.
in: Z R 51 H. 30 Sp.969 1942

177. PLISCHKA, G. : Silikone als neue Grundlage für weichelastische Unterfüttungsmaterialien in der Prothetik.
in: Z R 66 H. 7 S. 131 1957

178. PLÖTZ, R. : Erfahrungen mit einem neuen Gußporzellan.
in: Z R 47 H. 6 Sp. 221 1938

179. PLOCH, E. : Meine Erfahrungen mit PALADON.
in: Z R 47 H. 49 Sp.2099 1938

180. PREYERS, K. : Zahnärztliche Arbeitsweise mit dem Austauschwerkstoff Aluminium und ihre klinisch von mir erprobten Vorteile.
in: Z R 47 H. 10 Sp. 410 1938

181. PREYERS, K. : Über Aluminiumprothesen.
in: D Z W 43 H. 34 S. 554 1940

182. PREYERS, K. : Die einfache Arbeitsweise mit der Edel-Aluminium - Legierung "URALIN".
in: Z R 50 H. 8 Sp.268 1941

183. RAABE, K. : Über die Unterfütterung von totalen Oberkieferprothesen mit PIACRYL SH bei vertikaler oder horizontaler Nachgiebigkeit der Kieferschleimhaut.
in: Dt. Stom. 4 H. 5 S. 146 1954

184. RÁKOSI, Th. : Bei Zimmertemperatur schnell-härtende Kunstharze.
in: Öster.Z f Stom. 47 H. 3 S. 119 1950

185. RATZOW, F. : Silikone bei totalen Prothesen.
in: Z W R 61 H. 19 S. 612 1960

186. RAUTMANN, H.-D. und RITZE, H. : Selbsthärtende Kunststoffe für Immediat- und Interimsprothesen.
in: D D Z 8 H. 2 S. 52 1954

187. REHBERG, H.-J. : Über die Verarbeitung durchsichtigen Prothesenmaterials.
in: Z R 62 H. 4 S. 93 1953

188. REHM, H. : Verbesserungsversuche in der biologischen Wirkung der Platte gegenüber dem Weich- und Hartgewebe des zahnlosen Unterkiefers.
in: Öster. Z f Stom. 50 H. 1 S.50 1953

189. REHM, H. u. SCHILLING, W. : Klinische Erfahrungen mit NEOHEKOLITH.
in: D Z W 40. H. 31 S. 714 1937

190. REHAK, R. : Experimentelle Studien zur Verbesserung der Qualität der Methacrylatendprodukte.
in: D Z Z 13 H. 24 S. 1430 1958

191. REICHENBACH, E. : Mitteilungen über den Prothesenwerkstoff "POLYSTEIN",
in: Z R 57 H. 22 S. 349 1948

192. REICHENBACH, E., KLEEBERG, R., STREICH, O., GRAUBNER, H. und PARTHEY, W. : Die bisherigen Erfahrungen der

Leipziger Klinik mit der Verwendung der Kunststoffe als Plattenprothesenmaterial.
in: D Z W 42 H. 7 S. 146 1939

193. REWSIN, I. I. : Kunststoffe in der Stomatologie.
in: Dt. Stom. 10 H. 4 S. 360 1959

194. RING, A. L. : Porzellanverarbeitung unter besonderer Berücksichtigung des Vakuum - Brennverfahrens.
in: Z W R 61 H. 17 S. 529 1960

195. RINK, G. : Die schnellhärtenden Kunststoffe.
in: D Z Z 7 H. 13 S. 763 1952

196. RINK, G. : Studien über die Polymerisation und die Mängel der heutigen Verarbeitungsweise der Kunststoffe.
in: D Z Z 7 H. 22 S. 1295 1952

197. RINK, G. : Beitrag zum gegenwärtigen Stand der direkten Kunststoffüllungen.
in: Z W 7 H. 9 S. 180 1952

198. RINK, G. : Die zahnärztlichen Kunststoffe -- Ein Rückblick nach Erlöschen der deutschen Schlüsselpatente.
in: Z W 9 H. 22 S. 632 1954

199. RINK, G. : Nylon als zahnärztliches Prothesenmaterial.
in: Z W 10 H. 17 S. 448 1955

200. RINK, G. : Der neue Prothesenwerkstoff "OPTODONT".
in: D D Z 10 H. 1 S. 1 1956

201. RITZE, H., FRANZ, G. und KÜHL, W. : Beitrag zur Verwendung gespritzter Prothesenkunststoffe.
in: D D Z 17 H. 2 S. 106 1962

202. RITZE, H. FRANZ, G. und RAUTMANN, H.-D. : Untersuchungen der Kunststoffe AGRYDENT, KALEDON und POLYPROTHEN.
in: STOMA 10 H. 3 S. 115 1957

203. RITZE, H. und KREYMEYER, G. : Untersuchungen verschiedener Kunststoffe, insbesondere OPTODONT und SUPOLYD D.
in: S M f Z 67 H. 10 S. 892 1957

204. RITZE, H. u. PEHLE, G. : Vergleichende Untersuchungen gespritzter Prothesen - Kunststoffe.
in: D Z Z 15 H. 8 S. 669 1960

205. ROEHR, H. : Über die Anfertigung einwandfreier Kunstharzprothesen unter besonderer Berücksichtigung von NEOHEKOLITH.
in: Z R 44 H. 39 Sp.1699 1935

206. RUDOLPH, J. : Zur Kautschuk - Unterfütterungsmethode mit PLATEX.
in: Z R 45 H. 51 Sp.2257 1936

207. RÜDE, H. : Erfahrungen mit neuen Werkstoffen in der Prothetik.
in: Z R 62 H. 21 S. 599 1953

208. SANTORIK, St. : Neue Untersuchungen über sogenannte selbstpolymerisierende Kunstharze.
in: S M f Z 60 H. 12 S. 1198 1950

209. SCHÄFFNER, H. : Grundsätzliches zum Austausch von Gold durch Palladium und Bericht über den Werkstoff DUALLOR.
in: Z R 47 H. 12 Sp. 514 1938

210. SCHÄFER, H. : Erfahrungsbericht über den weichbleibenden Kunststoff.
in: Z R 62 H. 2 S. 40 1953

211. SCHENDERLEIN, I. : Zur technischen Verarbeitung und klinischen Bewertung des Kunststoffes "PROTHELIT" als Plattenprothesenmaterial.
in: Z R 58 H. 16 S. 305 1949

212. SCHILLER, Fr. : Die Farbgebung bei KALLODENTINE.
in: Öster.Z f Stom. 44 H.10 S.459 1947

213. SCHILLER, Fr. : Schädigungen von Kunstharzarbeiten durch chemische Einflüsse.
in: Öster. Z f Stom. 48 H.4 S.217 1951

214. SCHLATTMANN, W. : Unsere Erfahrungen mit dem Kunststoff HEKODENT für festsitzenden Zahnersatz.
in: D Z W 43 H. 43 S. 701 1940

215. SCHLEGEL, H. : Der Aufbau der Dental - Edelmetall-legierungen.
in: Dt. Stom. 10 H. 1 S. 13 1960

216. SCHLEGEL, H. : Eigenschaften und Anwendung der Dental - Edelmetallegierungen.
in: Dt. Stom. 10 H.12 S. 900 1960

217. SCHLOSSER, : Praktische Erfahrungen in der Verarbeitung von SILCA.
in: Z R 51 H. 33 Sp.1049 1942

218. SCHÖN, Fr. : Die Prothesenkunstharze unter besonderer Berücksichtigung des "LUXENE" -- eine Arbeitsanleitung.
in: Z R 45 H. 31 Sp.1351 1936

219. SCHOLLES, E. : Beitrag über Erfahrungen mit ELMA - Kautschuk.
in: Z R 50 H. 50 Sp. 1626 1941

220. SCHOPF, H. : Drei Jahre praktische Erfahrung mit Polyamidprothesen.
in: Z Pr 9 H. 2 S. 21 1958

221. SCHOPF, H. : Herstellung von Polyamidprothesen.
in: Z Pr 9 H. 15 S. 177 1958

222. SCHROEDER, A. : Über die Abhängigkeit der Prothesenqualität von den Polymerisationsbedingungen.
in: S M f Z 62 H. 11 S.1108 1952

223. SCHROEDER, A. : Die direkte Unterfütterung oberer totaler Prothesen mit dem Autopolymerisat "PALAVIT".
in: Z W 7 H. 14 S. 308 1952

224. SCHROEDER, A. : Die Eignung der Methacrylate als Prothesenstoffe im Lichte neuer Untersuchungen.
in: S M f Z 63 H. 10 S. 961
11 1068 1953

225. SCHROEDER, A. : Perlon - Armierung der Methacrylatprothesen.
in: S M f Z 64 H. 3 S. 225 1954

226. SCHROEDER, A. u. SANTORIK, St. : Neue Untersuchungen über sogenannte selbstpolymerisierende Kunstharze..
in: S M f Z 60 H. 10 S. 937 1950

227. SCHWICKERATH, H. : Über die Prüfung zahnärztlicher Prothesenwerkstoffe und eine geeignete Prüfmaschine.
in: D Z Z 14 H. 4 S. 201 1958

228. SCHWICKERATH, H. : Die elastischen Eigenschaften der Methacrylate.
in: D Z Z 16 H. 6 S. 478 1961

229. SCHWINDLING, R. u. TRÄNKMANN, J. : Erfahrungen mit einem selbstpolymerisierenden Kunststoff als Gußmodellwerkstoff.
in: D Z Z 16 H. 7 S. 530 1961

230. SEEFELDER, J. : Erfahrungen mit Füllungen aus Gußporzellan.
in: Z R 48 H. 17 Sp.704 1939

231. SELBACH, F. W. : Bisherige Erfahrungen mit KOLLOID - Porzellan (Kunstharz).
in: D Z W 42 H. 9 S. 206 1939

232. SELBACH, F. W. : Kunststoff für Kronen und Brückenarbeiten.
in: Z R 50 H. 5 Sp.176
6 209 1941

233. SELBACH, F. W. : Nachtrag zu meiner Arbeit über Kronen und Brücken aus Kunststoff.
in: Z R 50 H. 9 Sp.317 1941

234. SELBACH, F. W. : Pertax - Kunststoff.
in: Z R 50 H. 29 Sp.975 1941

235. SELBACH, F. W. : Weitere Erfahrungen mit Kunststoffen.
in: Z R 50 H. 48 Sp.1559
49 1591 1941

236. SELBACH, F. W. : Geschichte, Theorie und Entwicklung naßverarbeiteter Kunststoffe.
in: D Z Z 3 H.17/18 S. 679 1948

237. SELBACH, F. W. : Über die Technik der naßverarbeiteten Kunststoffe.
in: Z W 3 H. 3 S. 77 1948

238. SELBACH, F. W. : Theoretische und praktische Kunststoffprobleme.
in: D Z Z 4 H. 22 S. 1441 1949

239. SELBACH, F. W. : "Unruheherd" Kunststoff.
in: Z W 5 H. 20 S. 594 1950

240. SELBACH, F. W. : Nylon als Prothesenwerkstoff.
in: Z Pr 4 H. 2 S. 10 1953

241. SELBACH, F. W. : Über neuere Kunststoffe.
in: Z W 9 H. 13 S. 358 1954

242. SELBACH, F. W. : Das Wichtigste über Stahl und Chrom - Kobalt - Legierungen.
in: D D Z 9 H. 2 S. 44 1955

243. SELBACH, F. W. : Was ist und wofür ist . . . ?
in: Deutscher Zahnärztekalender XVI S. 234 ff 1957

244. SENDTNER, K. : Das RAPID - PALAPONT.
in: D Z Z H. 20 S. 1132 1950

245. SENDTNER, K. : Die direkte Unterfütterung von Prothesen im Munde mit schnellhärtendem Kunststoff.
in: Z Pr 4 H. 5 S. 9 1953

246. SPANNER, J. : Praktische Winke für die Verarbeitung von PALLIAG und anderen weißen Edelmetall - Legierungen.
in: Z R 45 H. 12 Sp.499 1936

247. SPANNER, J. : Untersuchungen über Palladium - Silber - Legierungen.
in: D Z W 42 H. 8 S. 179 1939

248. SPENGLER, H. J. u. SCHAEFER, H. : Klinische Erfahrungen mit RAPID - PALAPONT.
in: D Z Z 6 H. 19 S.1100 1951

249. SPIEKERMANN, W. : Verarbeitung und Anwendung von flexiblem Kunststoff in der Zahnprothetik.
in: Z Pr 7 H. 19 S. 9 1956

250. SPIEKERMANN, W. : Kronen- und Brückenarbeiten aus Kunststoff.
in: D D Z 11 H. 12 S. 414 1957

251. SPIEKERMANN, W. : Weichbleibender Kunststoff als Unterfütterungsmaterial.
in: Z Pr 9 H. 1 S. 10 1958

252. SPIEKERMANN, W. : Weichbleibende Kunststoffe.
in: Z Pr 9 H. 16 S. 189 1958

253. SPIEKERMANN, W. : P 1 -- ein neues Autopolymerisat.
in: Z W R 61 H. 22 S. 739 1960

254. SPRENG, M. : Metallplatten für den zahnlosen Oberkiefer.
in: S M f Z 51 H. 5 S. 363 1941

255. SPRENG, M. : Mitteilungen über Auflösungserscheinungen am Kunststoff "PALAPONT".
in: S M f Z 53 H. 3 S. 195 1943

256. SPRENG, M. : Mitteilungen über Auflösungsversuche an den Kunststoffen PALADON und SELITROL.
in: S M f Z 53 H. 12 S.1213 1943

257. SPRENG, M. : Edelmetalle.
in: Die Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde.Band V S. 765ff 1955

258. SPRETER v. KREUDENSTEIN, Th. : Experimentelle Untersuchungen über die Verwendbarkeit des schnellhärtenden Kunststoffes in der Kariestherapie.
in: Z R 60 H. 3/4 S. 37 1951

259. SPRETER v. KREUDENSTEIN, Th. : Problematik der Kunststoffüllung.
in: Z R 61 H. 19 S. 562 1952

260. STAEGEMANN, G. : Untersuchungsergebnisse zur Frage der Perlonarmierung von Prothesen aus Methacrylatkunststoffen.
in: S M f Z 64 H. 9 S. 941 1954

261. STAEGEMANN, G. : Schnellhärtende Kunststoffe revolutionieren einige zahnärztliche Gußverfahren.
in: Z R 66 H. 13 S. 264 1957

262. STAHL, Fr. : Ein neues Gerät zur Verbesserung der Kunststofftechnik.
in: Z W 5 H. 8 S.232 1950

263. STEUER, D. : Fließvermögen verschiedener Dentalkunststoffe.
in: Z Pr 5 H. 15 S. 9 1954

264. STEUER, D. : Nylon als Zahnprothesenmaterial?
in: Z Pr 5 H. 16 S. 9 1954

265. STICH, H. : Silikone.
in: Z W 5 H. 13 S.384 1950

266. STOCKFISCH, H. : "GINGIVIST" -- Klinische und technische Bewährung.
in: Kor.bl.f.Zä. 62 H.11 S. 365
12 406 1938

267. STRACK, R. : Über die Problemstellung in der zahnärztlichen Prothetik und neue Wege zu ihrer Lösung, in Besonderheit die Beschreibung des neuen deutschen durchsichtigen Prothesenwerkstoffes GINGIVIST.
in: D Z W 40 H. 34 S. 765 1937

268. STRACK, R. : Für und wider den Kunststoff.
in: D Z Z 2 H. 4 S. 97
5 133
7/8 233
11 370 1947

269. STREICH, O. : Experimentelle Untersuchungen über die Brinellhärte einiger Kunststoffe und bisherige klinische Erfahrungen damit als Material für Vollkronen, Stiftkronen und Brücken.
in: D Z W 43 H. 42 S. 679 1940

270. TEEKE, H. : Ein offenes Wort über die Verarbeitung der Kunstharze.
in: Z R 48 H. 26 Sp.1102 1939

271. TITKEMEYER, W. : Über Metalleinlagen in Kautschukprothesen.
in: Z R 46 H. 17 Sp. 775 1937

272. TITKEMEYER, W. : Die Verwirklichung fortschrittlicher Polymerisationsverfahren bei den naß zu verarbeitenden Kunststoffen.
in: Z W 7 H. 11 S. 224 1952

273. TITKEMEYER, W. und MEYE, W. : Über die Möglichkeit wesentlicher Verbesserungen zahnärztlich benutzter Kunststoffe.
in: Z W 5 H. 19 S. 548 1950

274. TRETTER, R. : Prothetische Kunststoffe in Österreich.
in: D Z Z 4 H. 16 S.1096 1949

275. TRITTERMANN, M. : Ein Beitrag zur Herstellung von Kunststoffen, insbesondere von TRIDERMALITH und PITRI.
in: Z W 5 H. 10 S. 279 1950

276. UHLIG, H. : Über Eigenschaften und Anwendungsgebiete schnellpolymerisierender Kunststoffe.
in: D Z Z 5 H. 23 S.1290
24 1356 1950

277. UHLIG, H. : Über die Dauerbiegefestigkeit metallnetzverstärkter Kunststoffe.
in: D Z Z 6 H. 13 S. 707 1951

278. UHLIG, H. : Über die Blasenbildung bei der PALADON - Polymerisation.
in: D Z Z 6 H. 24 S.1387 1951

279. UHLIG, H. : Schnellhärtender Kunststoff (PALAVIT) als Unterfütterungsmaterial.
in: D Z Z 8 H. 20 S.1120 1953

280. ULRICH, H. : Was kann man vom SUPOLYD D als Prothesenmaterial erwarten?
in: D Z Z 12 H. 21 S.1457 1957

281. VOLLRATH, J. W. : Arbeitsverfahren mit PALAPONT.
in: D Z W 44 H. 43 S. 596 1941

282. VOLLRATH, J. W. : Das PROPALAT und seine Verarbeitung.
in: Z W 3 H. 1 S. 13 1948

283. VYLETA, O. : Unsere Erfahrungen mit HEKODENT.
in: Z R 50 H. 22 Sp.762 1941

284. WAGNER, E. : Aufbau und Eigenschaften platinmetallhaltiger Gußgoldlegierungen.
in: Z Pr 6 H. 18 S. 9 1955

285. WAGNER, E. : Probleme der Ausgußtechnik.
in: Z W R 60 H. 23 S. 706 1959

286. WARNKE, I. : Studien über das Problem neuer deutscher Prothesen - Werkstoffe unter besonderer Berücksichtigung des NEOHEKOLITH - Pulvers.
in: Z R 50 H. 25 S. 852 1941

287. WEIKART, : PERTAX, ein neues Prothesenmaterial.
in: D Z W 44 H. 33 S. 471 1941

288. WEISKOPF, J. : Werkstofffragen beim Kronen- und Brückenersatz.
in: Dt. Stom. 10 H. 6 S. 436 1960

289. WERNER, W. : HEWODONT -- ein neuer Kunststoff im Trockenverfahren.
in: Z W 3 H. 1 S. 21 1948

290. WIELAND, M. : Selbsthärtende Kunststoffe als Hilfsmittel in der zahnärztlichen Chirurgie und der Kieferchirurgie.
in: Z W 7 H. 3 S. 49 1952

291. ZABEL, L. : Physikalische und chemische Eigenschaften des Prothesenwerkstoffes NEOHEKOLITH.
in: Z R 45 H. 38 Sp.1691
39 1739 1936

292. ZAK, B. : Unedle Silberlegierungen und nichtrostender Stahl.
in: Öster. Z f Stom. 55 H.1 S.7 1958

293. ZEHM, S. : Werkstoffkundliche Betrachtungen zum weichbleibenden Kunststoff NEO-PLASTUPALAT.
in: STOMA 11 H. 1 S. 28 1958

294. ZIEBE, H. : Die schnell - härtenden Kunstharze in ihrer Bedeutung für die Methodik der Plattenherstellung.
in: Z Pr 2 H. 1 S. 3 1951

295. ZUKUNFT, D. : PIACRYL farblos.
in: Dt. Stom. 5 H. 2 S. 110 1955

296. ZUKUNFT, D. : PIACRYL K -- Beitrag und Kritik zu seiner Verarbeitung.
in: Dt. Stom. 7 H. 5 S. 304 1957

Auf den folgenden Seiten werden noch Literaturstellen angeführt, die als REFERATE oder Arbeiten o h n e Verfasserangaben erschienen sind.

297. REFERAT: DRURY, G. B., CARESS, A. und CORIN, B. G. :
"KALODENT", ein neuer Ersatzstück-Grundstoff aus der Leukose - Gruppe der polymerisierten Harze. -- Die Einspritztechnik und der Apparat dazu.
aus: British Dental Journal August 1935
in: Kor.bl.f.Zä. 59 S. 454 1935

298. REFERAT: SCHÖN, Fr.: LUXENE und die neueren amerikanischen Prothesenmaterialien.
in: Kor.bl.f.Zä. 60 H. 4 S. 159 1936

299. REFERAT: d. VECCHIS, B. :
Die Kobalt - Chrom - Legierungen.
in: Z Pr 4 H. 3 S. 9 1953

300. REFERAT: BRÄUTIGAM, E. (Dissertation):
Blasenbildung im Kunststoff und ihre Vermeidung.
in: Z Pr 4 H. 9 S. 9 1953

301. REFERAT: KLUMBIES, G. :
Messing als Zahngold.
in: Z Pr 5 H. 17 S. 5 1954

302. REFERAT: CERIA, G. :
Über die Anwendung der Superpolyamide in der zahnärztlichen Prothetik.
aus: Minerva stomat. 4 H. 4 S.208 1955
in: Dtsche ZMK mit Zentralblatt 26/27 S.226 1957

303. REFERAT: MOTTA, M. :
Die Anwendung der Superpolyamide in der zahnärztlichen Prothetik.
aus: Riv. ital. stomat. 10 H.4 S.399 1955
in: Dtsche ZMK mit Zentralblatt 26/27 S.226 1957

304. REFERAT: PFEFFERLE, J.-L.:
Die Superpolyamide in der zahnärztlichen Prothetik.
aus: Inform. dent., Par.,38 H.20 S.745 1956
in: Dtsche ZMK mit Zentralblatt 26/27 S.226 1957

305. REFERAT: JOHNSON, W. :
Goldlegierungen für Gußprothesen -- Untersuchung einiger mechanischer Eigenschaften.
aus: Brit.Dental Journal 102 H. 2 S. 41 1957
in: Dtsche ZMK 26/27 mit Zentralblatt S.173 1957

306. REFERAT: KYDD, W. L. :
Prothesen aus Epoxyd - Kunststoff.
in: Z Pr 9 H. 9 S.106 1958

307. REFERAT: Etablissement Dentaire Ivoclar Schaan - Liechtenstein:
Raumgittervernetzter Kunststoff.
in: Z Pr 7 H.15 S. 10 1956

Die folgenden Referate erscheinen in der "ZAHNÄRZTLICHEN RUNDSCHAU" unter dem Titel: Berichte unserer Testkommission.

308. AGRYDENT - CORESIN
in: Z R 65 H. 3 S.67/68 1956

309. Kunststoffe der "Svedia Dental Industrie".
in: Z R 65 H.22 S. 523 1956

310. Prothesenkunststoffe
in: Z R 66 H.23 S. 522 1957

311. Prothesenmaterial "PRAC"
in: Z R 67 H. 3 S. 70 1958

312. ACRON
in: Z R 67 H.11 S. 281 1958

313. BIOSOFT
in: Z R 67 H.21 S. 529 1958

314. Erfahrungen mit OPTODONT
in: Z R 67 H. 13 S. 333 1958

315. NOVOLUX
in: Z R 68 H. 1 S. 16 1959

316. SR 3/60
in: Z R 68 H. 19 S. 496 1959

317. POL 3/3
in: Z R 68 H. 23 S. 608 1959

318. MAINGOLD N/O
in: Z R 69 H. 2 S. 67 1960

Die zuletzt aufzuführenden Literaturstellen sind ohne Verfasserangaben erschienen.

319. Kunstharze in USA.
in: Z R 48 H. 33 Sp.1364 1939

320. Tieftemperatur - Polymerisation und Kalt - Polymerisation.
in: Z Pr 4 H. 5 S. 10 1953

321. Ausländische Kobalt - Chrom - Legierungen.
in: Z Pr 4 H. 24 S. 5 1953

322. Die Geschichte einer Erfindung -- zum Erlöschen des Patentes 737 058
in: Z Pr 5 H. 22 S. 12 1954

323. TITAN, ein kommender Werkstoff für die zahnärztliche Prothetik?
in: Z Pr 9 H. 20 S. 238 1958

324. Die Kobalt - Chrom - Legierungen,
in: Z Pr 10 H. 14 S. 169 1959

Erläuterungen der Abkürzungen des periodischen Schrifttums:

1.	D D Z	Das Deutsche Zahnärzteblatt
2.	Dt. Stom.	Deutsche Stomatologie
3.	D Z W	Deutsche Zahnärztliche Wochenschrift
4.	D Z Z	Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift
5.	Kor.bl.f.Zä.	Korrespondenzblatt für Zahnärzte
6.	Öster. Z f Stom.	Österreichische Zeitschrift für Stomatologie
7.	S M f Z	Schweizerische Monatsschrift für Zahnheilkunde
8.	Z M	Zahnärztliche Mitteilungen
9.	Z Pr	Zahnärztliche Praxis
10.	Z R	Zahnärztliche Rundschau
11.	Z W	Zahnärztliche Welt
12.	Z W R	Zahnärztliche Welt und Zahnärztliche Reform

Hiermit möchte ich Herrn Prof. Schröder dankend gedenken, daß er sich im Jahre 1937 unter den damaligen Verhältnissen noch so sehr für meine Dissertation einsetzte.
Herrn Prof. Harndt möchte ich dafür danken, daß er es mir ermöglichte, die damals begonnene Arbeit fortzusetzen.
Vor allem möchte ich aber Herrn Prof. Mathis danken, daß er mir stets mit seinem Rat bei der Durchführung und Vollendung dieser vorliegenden Arbeit hilfreich zur Seite stand.

L e b e n s l a u f .

Am 5. 2. 1910 wurde ich in Koethen in Anhalt geboren. 1912 zogen meine Eltern nach Roessel in Ostpreussen, wo ich nach dem Besuch der Volksschule 1929 das dortige humanistische Gymnasium absolvierte. Anschließend studierte ich an den Universitäten in Breslau und Königsberg i. Pr. Zahnheilkunde. Im März 1933 erhielt ich die Approbation als Zahnarzt.

Zunächst versuchte ich mich in meiner Heimatstadt Roessel als Zahnarzt durchzusetzen, mußte aber wegen der für mich als Juden immer schwieriger werdenden Lage bald aufgeben. 1937 ging ich nach Berlin, um mich noch beruflich weiterzubilden und auch, um bei Prof. Schröder vom Zahnärztlichen Institut der Universität Berlin zu promovieren. Meine Dissertation konnte aber nicht zu Ende geführt werden, da Juden das Recht auf die Promotion entzogen wurde. Nachdem ich noch kurze Zeit in Berlin praktiziert hatte, gab ich auch hier bald, als man uns sogar die Möglichkeit nahm, jüdische Patienten zu behandeln, auf und wanderte im Frühjahr 1938 nach Äthiopien aus. Seit dieser Zeit lebe und praktiziere ich in Addis Abeba und bin auch seit etwa 15 Jahren als Schulzahnarzt beim hiesigen Erziehungsministerium beschäftigt.